

Mensch-Exoskelett- Kollaboration auf Basis Strukturintegrierter Sensoren

Human-Exoskeleton Collaboration based on Structure-Integrated Sensors

Zur Erlangung des akademischen Grades Doktor-Ingenieur (Dr.-Ing.)

genehmigte Dissertation von Markus Hessinger aus Mainz

Tag der Einreichung: 14. März 2021, Tag der Prüfung: 10. Juni 2021, Erscheinungsjahr: 2021

1. Gutachten: Prof. Dr.-Ing. habil. Roland Werthschützky

2. Gutachten: Prof. Dr. mont. Mario Kupnik



TECHNISCHE
UNIVERSITÄT
DARMSTADT

Fachbereich Elektrotechnik und Infor-
mationstechnik
Fachgebiet Mess- und Sensortechnik

Mensch-Exoskelett-Kollaboration auf Basis Strukturintegrierter Sensoren
Human-Exoskeleton Collaboration based on Structure-Integrated Sensors

Genehmigte Dissertation von Markus Hessinger aus Mainz

1. Gutachten: Prof. Dr.-Ing. habil. Roland Werthschützky
2. Gutachten: Prof. Dr. mont. Mario Kupnik

Tag der Einreichung: 14. März 2021

Tag der Prüfung: 10. Juni 2021

Erscheinungsjahr: 2021

Bitte zitieren Sie dieses Dokument als:

URN: urn:nbn:de:tuda-tuprints-19040

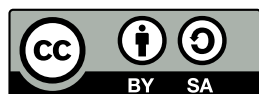
URL: <http://tuprints.ulb.tu-darmstadt.de/19040>

Dieses Dokument wird bereitgestellt von tuprints,

E-Publishing-Service der TU Darmstadt

<http://tuprints.ulb.tu-darmstadt.de>

tuprints@ulb.tu-darmstadt.de



Die Veröffentlichung steht unter folgender Creative Commons Lizenz:

Namensnennung - Weitergabe unter gleichen Bedingungen 4.0 International (CC BY-SA 4.0)

<https://creativecommons.org/licenses/by-sa/4.0/>

Vorwort

Diese Arbeit entstand im Rahmen meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Fachgebiet Mess- und Sensortechnik der Technischen Universität Darmstadt.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr.-Ing. Roland Werthschützky für die Übernahme des Referats meiner Promotion. Er unterstützte mich in meiner Arbeit durch konstruktive Gespräche und ermöglichte mir einer eigenverantwortlichen Gestaltung meines Forschungsthemas. Ebenso danke ich meinem Korreferenten Herrn Prof. Dr. mont. Mario Kupnik für die uneingeschränkte Unterstützung und das Vertrauen in meine Arbeit.

Großer Dank gilt allen technischen Mitarbeitern des Fachgebietes, insbesondere Bernhard Jochem und der Werkstatt, von deren hervorragender Arbeit ich profitieren durfte. Allen Kolleginnen und Kollegen danke ich für die durchweg positive und konstruktive Zusammenarbeit und das angenehme Arbeitsklima. Ich bedanke mich besonders bei Jürgen Hielscher, Roman Müller, Axel Jäger, Sebastian Matich, Jan Lotichius, Romal Chadda und Peter Pott für die intensiven Gespräche und die dabei gemeinsam erarbeiteten Lösungen. Meinen herzlichen Dank gilt Christian Hatzfeld und Karl Kalveram, von denen ich viel über eine gute wissenschaftliche Arbeitsweise lernen konnte. Euch beiden widme ich diese Arbeit.

Mein größter Dank gilt allen Studierenden, welche im Rahmen von Projektseminaren und Abschlussarbeiten mit hoher Motivation an meinem Forschungsthema mitgewirkt haben. Besonders bedanke ich mich bei Sarina Thomas, Niklas Schäfer, Arthur Buchta, Eike Christmann, Marco Luff und Markus Pingsmann. Eure hervorragenden Leistungen haben wesentlich zum Ergebnis dieser Arbeit beigetragen.

Ich bedanke mich bei meinen Eltern für jegliche Unterstützung bei der Verfolgung meiner beruflichen Ziele. Meiner Frau Caro danke ich von ganzem Herzen für ihren unermüdlichen Einsatz und dem hilfreichen Feedback zu meiner Arbeit. Zu guter Letzt danke ich meiner Tochter für die Lebensfreude und zusätzliche Motivation zur Fertigstellung dieser Dissertation.

Darmstadt, im Juni 2021

Markus Hessinger



Erklärungen laut Promotionsordnung

§8 Abs. 1 lit. c PromO

Ich versichere hiermit, dass die elektronische Version meiner Dissertation mit der schriftlichen Version übereinstimmt.

§8 Abs. 1 lit. d PromO

Ich versichere hiermit, dass zu einem vorherigen Zeitpunkt noch keine Promotion versucht wurde. In diesem Fall sind nähere Angaben über Zeitpunkt, Hochschule, Dissertationsthema und Ergebnis dieses Versuchs mitzuteilen.

§9 Abs. 1 PromO

Ich versichere hiermit, dass die vorliegende Dissertation selbstständig und nur unter Verwendung der angegebenen Quellen verfasst wurde.

§9 Abs. 2 PromO

Die Arbeit hat bisher noch nicht zu Prüfungszwecken gedient.

Darmstadt, den 14.03.2021



Kurzfassung

Die Akzeptanz von technischen Unterstützungssystemen für den Menschen ist von deren Fähigkeit der Anpassung an die spezifischen Bedürfnisse des Nutzers abhängig. Für die Bewegungsunterstützung der oberen Extremität des Menschen durch ein aktives Exoskelett, stellt die kollaborative Ausführung dieser Bewegung eine grundlegende Forschungsfragestellung dar. In dieser Arbeit werden Verfahren der Mensch-Exoskelett-Kollaboration untersucht, um eine sichere und komfortable Unterstützung bei freien Bewegungen des Arms für die gezielte Positionierung eines Werkzeuges zur Interaktion mit Objekten zu ermöglichen. Dabei wird eine individuelle Strukturintegration von Sensorik zur Erkennung von Bewegungsintention des Nutzers angewandt. Durch die strukturintegrierte Messung des Drehmomentes der sieben Gelenkachsen des Manipulators, wird die Summe der dynamischen Einflüsse auf den Bewegungsablauf bestimmt. Auf Basis von kinematischen und dynamischen Modellen des seriellen Manipulators wird daraus die Interaktion des Nutzers mit dem Exoskelett mit einer Messunsicherheit $< 7\%$ abgeleitet. Bei der Interaktion des Manipulators mit der Umgebung kann die haptische Wahrnehmung des Menschen durch ein strukturintegrierten Kraftsensor substituiert werden. Der hohe Individualisierungsgrad der Sensorgeometrie motiviert neuartige Herstellungsverfahren. Im Rahmen dieser Arbeit werden die Grundlagen zur additive Fertigung von metallischen Kraftsensoren untersucht.

Es wird ein systematischer Entwurf eines kollaborativen Exosketts unter Berücksichtigung von anwendungsbezogenen Anforderungen durchgeführt. Der Prototyp besteht aus sieben aktuierten Freiheitsgraden zur Unterstützung der Schulter, des Ellenbogens und des Handgelenks. Für den mobilen Einsatz wird der Entwurf hin zu einer Variante mit hoher Integrationstiefe durch dezentralen Sensor-Aktor Knoten weiterentwickelt. Diese stellt ein Drehmoment von 30 Nm und eine Drehgeschwindigkeit von 3,14 rad/s bei einem Gesamtgewicht von 8,5 kg inklusive Akku bereit. Das vorgestellte Leichtbau-Exoskelett weist durch das modular erweiterbare Sensorsystem für physische und kognitive Messgrößen ein hohes Innovationspotential zur Untersuchung von physiologischen Aspekten bei der Kollaboration mit dem Menschen auf.

Die Umgebungsinteraktion des geführten Werkzeuges wird mit einer kraftgeregelten Bohrung in ein Knochenphantom umgesetzt. Ein stabiles Systemverhalten bei maximal 30 % Überschwängen durch Kompensation nicht modellierbarer Nachgiebigkeiten wird mittels einer hybriden Kraft-Positionsregelung des Endeffektors erreicht. Für die Trajektorienplanung werden Ansätze für eine natürliche Armbewegung vorgestellt. Bei der Transformation in den Gelenkraum des redundanten Manipulators werden neben Methoden zur Verhinderung singulärer Stellungen, auch die Nutzerintention bei der Formulierung des Optimierungsproblems berücksichtigt. Die Trajektorienplanung des Endeffektors wird in Echtzeit durchgeführt, um dynamische Änderungen der Zielpose durch den Manipulator kompensieren zu können.

Die Zielpose der Trajektorie wird im Vorfeld am virtuellen Objekt des Phantoms definiert. Durch ein neues *Line-Matching* Registrierungsverfahren wird diese auf das reale Objekt übertragen. Dabei reduziert sich die benötigte Dauer um 30 % und der Fehler um 12,5 % im Vergleich zu klassischen Verfahren. Die relative Position zwischen Werkzeug und Knochenphantom wird durch strukturintegrierte Marker mit einer Trackingkamera aufgenommen. Der relative Gelenkwinkel der oberen Extremität wird hingegen mit einem inertialen Sensorsystem bestimmt. Durch Sensordatenfusion wird die absolute Lage im Raum der an den Armsegmenten befestigten Sensoren ermittelt und die einzelnen Sensorknoten mit einem dynamischen Bewegungsablauf zueinander ausgerichtet. Die mit einer maximalen Abweichung von 3 % berechneten Gelenkwinkel dienen als Eingangsgröße für eine modellbasierte Impedanzregelung. Dabei wird von Außen eine Bewegung vorgegeben und durch Adaption der Gelenkwinkelsteifigkeit eine komfortable Führung des Armes gesichert. Die kognitive Bewegungsintention des Menschen wird durch die Bestimmung der elektrischen Aktivität bei der Muskelkontraktion hergeleitet. Eine *Fuzzy-Logik* reduziert den Störeinfluss von Rauschen auf die elektrischen Signale der antagonistischen Muskelpaare und ordnet der Muskelaktivität eine entsprechende Winkelgeschwindigkeit der Gelenke zu.

Mit den Ergebnissen der Bewegungsvorgaben durch das kollaborative Exoskelett wird der hohe Bedarf an innovativen Ansätzen der individuellen Bewegungstherapie und -unterstützung für den Menschen adressiert und so ein Beitrag zum demografischen Wandel geleistet.

Abstract

The acceptance of artificial assistance systems for humans depends on their ability to adapt to the specific needs of the user. For the motion assistance of the human upper limb by an active exoskeleton, the collaborative execution of this movement represents a fundamental research question. In this thesis, human-exoskeleton collaboration methods are investigated in order to enable safe and comfortable assistance during free movements of the arm and positioning of a tool for interaction with objects. An individual structural integration of sensor technology is applied to detect the user's intention to move. The sum of the dynamic influences on the motion sequence is determined through the structure-integrated measurement of the torque of the seven joint axes of the manipulator. Based on kinematic and dynamic models of the serial manipulator, the interaction of the user with the exoskeleton is derived with a measurement uncertainty of $< 7\%$. For the interaction of the manipulator with the environment, the haptic perception of the human can be substituted by a structure-integrated force sensor. The high degree of customization of the sensor geometry motivates novel manufacturing processes. In the context of this work, the fundamentals for the additive manufacturing of metallic force sensors are investigated.

A systematic design of a collaborative exoskeleton is carried out under consideration of application-related requirements. The prototype consists of seven actuated degrees of freedom to support the shoulder, elbow and wrist. For mobile use, the design is being further developed into a variant with a high level of integration through decentralized sensor-actuator nodes. This provides a torque of 30 Nm and a rotation speed of 3.14 rad/s with a total weight of 8.5 kg including the battery. The presented lightweight exoskeleton has a high innovation potential for the investigation of physiological aspects in collaboration with humans due to the modularly expandable sensor system for physical and cognitive measured variables.

The environmental interaction of the guided tool is implemented by force-regulated drilling in a bone phantom. A stable system behaviour with a maximum of 30 % overshoot by compensation of non-modellable compliance is achieved by means of a hybrid force-position controller of the end effector. For the trajectory planning, approaches for a natural arm movement are presented. For the transformation into the joint space of the redundant manipulator, the user intention is considered in the formulation of an optimization problem. Additional methods prevent singular postures and enable real-time trajectory planning.

The target pose of the trajectory is defined in advance on the virtual object of the phantom. Through a new *line matching* registration procedure, the real object is transposed on the virtual with fiducial marks. This reduces the required duration by 30 % and the error by 12.5 % compared to conventional registration methods. The relative position between the tool and bone phantom is recorded by structure-integrated markers with a tracking camera. The relative joint angle of the upper limb, on the other hand, is determined with an inertial sensor system. Sensor data fusion is used to determine the absolute position in space of the sensors attached to the arm segments and the individual sensor nodes are aligned with each other using a dynamic motion sequence. The joint angles, calculated with a maximum deviation of 3 %, serve as input variables for a model-based impedance control. A movement input is specified externally and comfortable guidance of the arm is ensured by adapting the joint angle stiffness. The human cognitive intention to move the arm is derived by determining the electrical activity during muscle contraction. A *fuzzy logic* reduces the interference of noise on the electrical signals of the antagonistic muscle pairs and assigns a corresponding joint angular velocity to the muscle activity. With the results of the movement prescriptions by the collaborative exoskeleton, the high demand for innovative approaches of individual movement therapy and support for humans is addressed and thus a contribution to the demographic change is made.



Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	11
2	Stand der Technik von assistiven Exoskeletten	15
3	Theoretische Grundlagen der assistiven Robotik und Biomechanik	21
3.1	Robotik	21
3.1.1	Koordinatentransformation im Gelenkraum und kartesischen Raum	21
3.1.2	Dynamische Modellierung von seriellen Manipulatoren	26
3.2	Biomechanik der oberen Extremität	28
3.2.1	Kinematisches Modell des Armes	28
3.2.2	Positionierbewegung des Oberarms	30
4	Entwurf eines kollaborativen Exoskeletts	33
4.1	Systemkomponenten und mechanische Konstruktion	33
4.2	Kinematische Modellierung	40
4.3	Dynamischer Entwurf des Manipulators unter Berücksichtigung des Nutzers	41
4.3.1	Parameteridentifikation	43
4.3.2	Evaluation des dynamischen Modells	48
4.4	Zusammenfassung	51
5	Strukturintegrierte Sensoren für Drehmoment, Kraft und Muskelaktivität	53
5.1	Grundlagen strukturintegrierter Sensorik	53
5.2	Integrierte Sensoren zur Messung des Gelenkmomentes	55
5.2.1	Entwurf und Systemintegration	56
5.2.2	Kalibrierung und Evaluation der Drehmomentsensoren	63
5.3	Integrierte Sensoren zur Messung der Vorschubkraft	68
5.3.1	Entwurf und Systemintegration	69
5.3.2	Additive Fertigung von Kraftsensoren	71
5.3.3	Kalibrierung und Evaluation der Kraftsensoren	75
5.4	Bestimmung der Nutzerintention auf Basis von EMG	76
5.5	Zusammenfassung	77
6	Sensoren und Verfahren für Gelenkwinkel und Endeffektorposition	79
6.1	Sensorische Erfassung von Armbewegungen	79
6.1.1	Funktionsweise von Inertialsensoren	79
6.1.2	Sensordatenfusion zur Bestimmung der Gelenkwinkel	82
6.1.3	Entwurf des Bewegungserfassungssystems	86
6.1.4	Charakterisierung des Bewegungserfassungssystems	90
6.2	Verfahren für die Bestimmung der Endeffektorposition	91
6.2.1	Registrierungsverfahren	94
6.2.2	Evaluierung der Registrierungsverfahren	97
6.3	Zusammenfassung	102

7	Bewegungsplanung und Regelung von Exoskeletten	103
7.1	Einführung in die Trajektorienplanung des Exoskeletts	103
7.1.1	Trajektorienplanung des Endeffektors im Arbeitsraum	105
7.1.2	Trajektorienplanung des Endeffektors bei Umgebungsinteraktion	107
7.1.3	Berechnung der unterbestimmten Zielpose	109
7.1.4	Trajektorienplanung im Gelenkraum	110
7.2	Transformation der Endeffektortrajektorie in den Gelenkraum	111
7.2.1	Optimierung der Pfadplanung durch Zielfunktionen der Gelenkwinkel	113
7.2.2	Selektive Dämpfung der Jacobi-Matrix	118
7.3	Assistive Bewegungsvorgabe im Gelenkraum	120
7.3.1	Impedanz- und Admittanzregelung	122
7.3.2	Steuerung der Gelenkposition über Muskelaktivität	125
7.4	Zusammenfassung	129
8	Anwendungen für die Mensch-Exoskelett-Kollaboration	131
8.1	Haptische Navigation in der orthopädischen Chirurgie	131
8.1.1	Ablauf der Operation und Evaluation der Anforderungen	133
8.1.2	Evaluation der hybriden Kraft-Positions-Regelung bei Umgebungsinteraktion	136
8.2	Unterstützung für Menschen mit eingeschränkter Bewegung	141
8.3	Zusammenfassung	145
9	Zusammenfassung und Ausblick	147
A	Anhang	171
	Symbol- und Abkürzungsverzeichnis	173
	Glossar	179
	Wissenschaftlicher Werdegang	181

1 Einleitung

Seit der Einführung von Robotern in der Industrie zur Steigerung der Effektivität von Fertigungsprozessen wird der Mensch zunehmend von körperlich schwerer Arbeit entlastet. Aktuell vereinen sich beide Tätigkeitsbereiche im Rahmen der Mensch-Roboter-Kooperation. In Zukunft wird sich der Trend in Richtung der Mensch-Roboter-Kollaboration weiterentwickeln, in dem Menschen und Roboter gemeinsam und zeitgleich an einer Aufgabe arbeiten. Neben den in der Industrie vermehrt zum Einsatz kommenden kollaborativen Robotern [1] bieten robotische Exoskelette als aktiv unterstützende Orthesen einen deutlichen Mehrwert bei der Unterstützung des Menschen. Im Vergleich zu kooperativen Industrierobotern zeichnen sich Exoskelette sowohl durch ihre mobile Anwendung, als auch durch eine direkte Interaktion mit ihrem Nutzer aus. Daher finden sie aktuell vermehrt in der Medizin zur Rehabilitation [2] und Gangunterstützung Anwendung [3]. Für bestimmte Aufgaben sind Exoskelette auch im industriellen Einsatz [4] sowie Militär [5] denkbar. Dabei unterscheiden sich die Anforderungen an die Systeme in den spezialisierten Einsatzbereichen deutlich. Die dafür relevanten Faktoren sind Leistungsfähigkeit, Mobilität und Positioniergenauigkeit, welche sich wiederum gegenseitig stark beeinflussen und somit deren Einsatz über eine Disziplin hinaus maßgeblich limitieren.

Während der Mensch in der Lage ist, komplexe Situationen zu analysieren und darauf aufbauend Entscheidungen zu treffen, haben robotische Exoskelette ihren Vorteil bei der Ausführung von sich wiederholenden Aufgaben mit einem hohen Bedarf an Kraft und Genauigkeit. Die Kombination beider Welten führt zu intelligenten Mensch-Exoskelett-Systemen für Anwendungen in der Rehabilitation, Teleoperation, Kraftunterstützung und haptischen Interaktion in einer virtuellen Umgebung [6, 7]. Im Rahmen dieser Arbeit wird der Entwurf von Exoskeletten mit dem Fokus auf integrierte Sensorsysteme für die Mensch-Exoskelett-Kollaboration näher untersucht (siehe Abbildung 1.1).

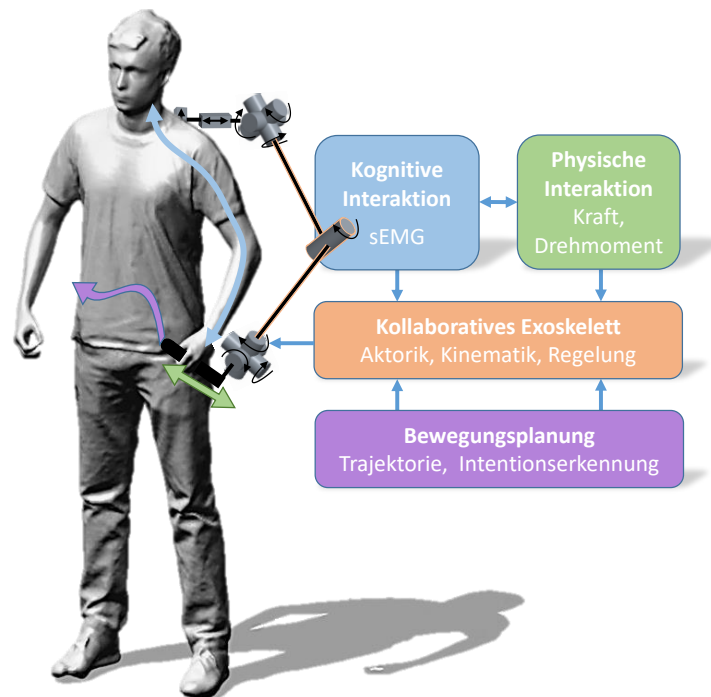


Abbildung 1.1: Mensch-Exoskelett-Kollaboration mit kognitiver und physischer Intentionserkennung bei von außen vorgegebener Bewegung und Interaktion mit der Umgebung.

Dazu wird ein robotischer Manipulator für Positionieraufgaben des menschlichen Oberarms aufgebaut und evaluiert. Dieser soll durch eine verteilte Anbindung an die obere Extremität des Menschen sowohl *von außen* geplante Bewegungen vorgeben, als auch *von innen* Bewegungsintentionen des Nutzers erkennen und darauf reagieren können. Ziel der kognitiven und physikalischen Interaktion zwischen Mensch und Exoskelett ist es, auf Basis von vorhandener Bewegungsplanung und Messdaten, wie Muskelaktivität oder Gelenkmomente, die Handlungsintentionen von Menschen zu erkennen und mit einem robotischen System zu unterstützen.

Dieser Ansatz ermöglicht eine sichere und komfortable Unterstützung bei der freien Bewegung des Arms oder gezielter Positionierung eines Werkzeugs zur Interaktion mit Objekten in der direkten Umgebung. Während ein gesunder Mensch in der Lage ist, selbstständig präzise Bewegungen über eine lange Zeit auszuführen, ist es für gesundheitlich eingeschränkte Personen, aufgrund verschiedenster Krankheitsursachen nicht möglich, anspruchsvolle Bewegungen des Alltages mit der oberen Extremität auszuführen. Häufig lassen sich die Ursachen der Bewegungseinschränkung nicht therapieren oder es muss der Bewegungsablauf nach einer erfolgreichen Therapie wieder neu erlernt werden. Hierzu kann mit kontinuierlichem Training im Rahmen einer Rehabilitationstherapie oder mit einer dauerhaften Assistenz durch ein Unterstützungssystem die Motorik des Armes zurückgewonnen werden.

Die Komplexität der Mensch-Exoskelett-Kollaboration verlangt einerseits einen ganzheitlichen Entwurf des Systems unter Beachtung biomechanischer Einschränkungen, andererseits eine spezifische Methodik zur Integration von Sensoren und der Bewegungsplanung, welche sich von etablierten Ansätzen der Robotik und Sensortechnik unterscheidet. Für den mobilen Einsatz muss ein kompakter und leichter Aufbau entworfen werden, welcher die kinematischen Achsen des Armes durch eine äußere Struktur abbildet. Die Aktorik und Steuerelektronik muss dezentral an den jeweiligen Gelenken positioniert sein und durch eine entsprechende Topologie mit dem zentralen Steuerungsrechner kommunizieren. Die in das System integrierten Sensoren müssen neben den allgemeinen Zustandsgrößen des Roboters auch die relevanten Interaktionsgrößen des Menschen und seiner Umgebung erfassen, um somit eine entsprechende Einflussnahme auf die Bewegungen zu ermöglichen. Für die Ansteuerung des Manipulators werden kinematische und dynamische Zusammenhänge modelliert und daraus nicht direkt messbare Zustandsgrößen berechnet. Die Bewegungsplanung und -durchführung muss auf die Interaktion mit dem Menschen und der Umgebung reagieren können. Die genannten Bereiche stehen in direktem Zusammenhang und beeinflussen sich gegenseitig, wodurch eine gemeinsame Betrachtung notwendig ist (siehe Abbildung 1.2).

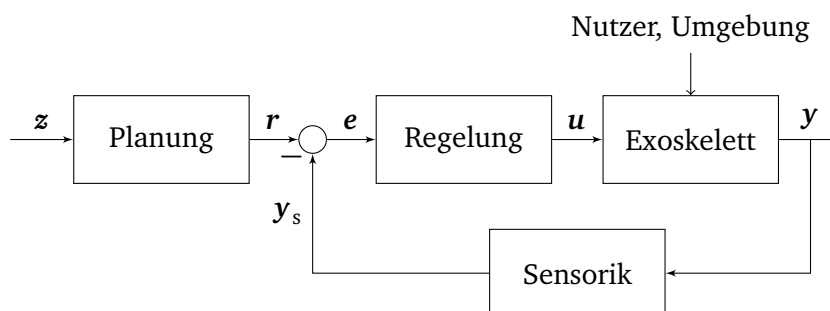


Abbildung 1.2: Vereinfachtes Blockschaltbild der Mensch-Exoskelett-Kollaboration: Aus einem vorgegebenen Ziel z wird auf Basis der (inversen) Kinematik und Dynamik die Bewegung r des Manipulators geplant und aus der Differenz der sensorisch ermittelten Zustandsgrößen y_s die Abweichung e für die Regelung ermittelt. Diese liefert die Stellgröße u in Form der zeitkontinuierlichen Gelenkwinkel für das Exoskelett, welches unter dem Einfluss des Nutzers und ggf. der Umgebung die Bewegung y ausführt.

Untersuchungen zu kollaborativen Exoskeletten sind aktuell Gegenstand der Forschung. Die Beantwortung offener Forschungsfragen ist mit einem hohen technischen Aufwand verbunden, da kaum auf Standardkomponenten oder Labormittel zurückgegriffen werden kann, sondern zunächst die entsprechenden aktorischen und kinematischen Grundstrukturen geschaffen werden müssen. Aus dem Grund wurde im Rahmen dieser Arbeit zunächst ein modulares System mit hohem Integrationsgrad für die Realisierung von mobilen Exoskeletten aus kinematischer Struktur, Aktorik und Sensorik neu entwickelt. Für dessen dynamische Modellierung werden Verfahren zur theoretischen und experimentellen Parameteridentifikation hergeleitet. Dies bildet die Basis für umfangreiche Untersuchungen zur Strukturintegration von Drehmomentsensorik zur Echtzeit-Messung der Gelenkdynamik und Ableiten einer Nutzerintention. Der systematische Vergleich der untersuchten Ansätze liefert eine generelle Bewertungsmethode für den Entwurf von sensorintegrierten Exoskeletten. Um den hohen Individualisierungsaufwand in der Auslegung und Fertigung der Kraftsensorik für die Interaktionserkennung mit der Umwelt zu begegnen wird ein additives Verfahren hergeleitet und charakterisiert. Für die Bestimmung der Gelenkwinkel und Endeffektorposition werden auf Basis von kommerzieller Hardware Kalibrierungs- und Registrierungsmethoden hergeleitet und evaluiert, die es ermöglichen die Messgrößen für eine Echtzeit-Bewegungsplanung zu verwenden. Diese wird durch Adaption von Methoden aus der Beschreibung zu redundanten Manipulatoren in der Robotik erstmals bei einem Oberarm-Exoskelett Prototypen für eine Kollaboration mit einem Werkzeug und der Umgebung umgesetzt.

Gliederung der Arbeit

Im folgenden Kapitel 2 wird eine Übersicht zum Stand der Technik von Exoskeletten für die Unterstützung des Menschen gegeben und durch ausgewählte Beispiele bereits untersuchte Lösungsansätze diskutiert. Kapitel 3 liefert die für ein tieferes Verständnis benötigten theoretischen Grundlagen zu Kraftsensoren, der mathematischen Beschreibung von Mehrkörpersystemen in der Robotik sowie der Biomechanik des Menschen. In Kapitel 4 werden Entwurfskriterien für assistive Oberarm-Exoskelette hergeleitet und Lösungen für die mechanische Struktur, Aktorik, Elektronik sowie deren kinematische und dynamische Modellbildung aufgezeigt. Im darauf folgenden Kapitel 5 wird das Sensorkonzept für die systemintegrierte Erfassung der Interaktionsgrößen Drehmoment, Kraft und Muskelaktivität zum Menschen und der Umgebung vorgestellt. Kapitel 6 zeigt wiederum Lösungen zur Bestimmung der Gelenkwinkel des Menschen und der Endeffektorposition des Exoskeletts relativ zu einem Zielobjekt auf. In Kapitel 7 werden Methoden zur Bewegungsplanung zu Zielen im Arbeitsraum und unter der Vorgabe von Gelenkwinkeln in Echtzeit unter Berücksichtigung der Nutzerintention hergeleitet und evaluiert. Kapitel 8 stellt Anwendungsszenarien für das kollaborative Exoskelett vor. Die zuvor behandelten Lösungsansätze werden an praktischen Versuchen untersucht und deren Ergebnisse diskutiert. Das letzte Kapitel 9 fasst die Erkenntnisse der Arbeit zusammen und gibt einen Ausblick auf thematisch anknüpfende Fragestellungen. Im Anhang sind die Komponenten der Exoskelett-Prototypen aufgelistet und eine detaillierte Übersicht zum Stand der Technik gegeben.



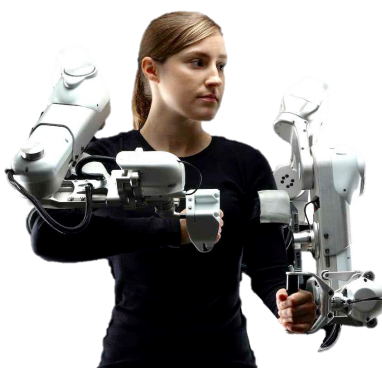
2 Stand der Technik von assistiven Exoskeletten

Exoskelette unterstützen den Bewegungsapparat durch eine aktive kinematische Struktur, welche über Verbindungsglieder zum menschlichen Körper definierte Drehmomente in die Gelenke einkoppeln. Auf Systemebene wird unterschieden zwischen Exoskeletten zur Unterstützung der unteren und oberen Extremitäten, sowie Ganzkörpersysteme. Hinsichtlich ihrer Funktion gliedern sich diese Systeme in drei Klassen: a) kraftunterstützende Assistenzsysteme (medizinische, militärische und industrielle Anwendung) [8, 9], b) Rehabilitationssysteme [10, 11], und c) haptische Positionierungs- und Teleoperationssysteme [12–15] (siehe Tabelle 2.1 und Abbildung 2.1). Während Exoskelette zur Rehabilitation hauptsächlich als stationäre Systeme mit einer ortsfesten Basis konzipiert werden, sind sie für Assistenzfunktionen häufig als mobiles System mit integriertem Energiespeicher ausgelegt. Exoskelette für die unteren Extremitäten und Ganzkörper-Exoskelette kommen hauptsächlich für kraftunterstützende Aufgaben [16] und der assistiven Lokomotion [17] zum Einsatz. Exoskelette für die oberen Extremitäten werden zusätzlich für die haptische Telemanipulation [18] und als medizinische Trainingssysteme [2] genutzt.

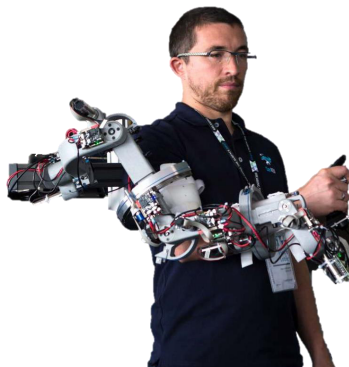
Tabelle 2.1: Übersicht zu den Einsatzgebieten von unterstützenden Exoskeletten

	Medizin	Industrie	Militär
Nutzen	Rehabilitation, Bewegungsunterstützung, Mobilitäts-Sicherung	Verbesserte Ergonomie, Entlastung beanspruchter Körperregionen	Physische Leistungssteuerung, Tragen von Lasten, Ausdauersteigerung
Einsatz	mobil/stationär, spezifische Körperregionen	mobil, spezifische Gelenke	mobil, untere Extremität, Ganzkörperentlastung

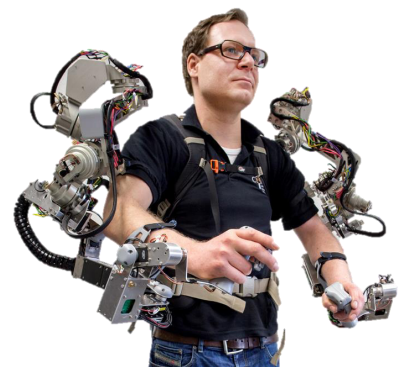
Im folgenden Kapitel wird eine Übersicht zu assistiven Exoskeletten und deren Anwendungsfeldern gegeben. Dies dient der Bewertung von Entwurfskonzepten auf Basis bereits existierender Systeme für die



(a) *Harmony* [19]



(b) *SAM* [20]



(c) *Capio* [21]

Abbildung 2.1: Arm-Exoskelette für die (a) Rehabilitation und (b,c) Telemanipulation.

Unterstützung bei Positionieraufgaben. Herausgearbeitet werden Unterschiede in der mechanischen Konstruktion serieller und paralleler kinematischer Strukturen, zentral bzw. dezentral angeordnete Aktoren und Anzahl der aktiven bzw. passiven Freiheitsgrade (DoF, *degrees of freedom*), strukturintegrierte und externe Sensoren sowie Regelungsstrategien für die Interaktion mit dem Menschen. Abschließend werden die untersuchten Lösungsansätze diskutiert und bewertet, um daraus die nötigen Forschungsansätze für diese Arbeit zu motivieren.

Kraftunterstützende Systeme

Bei kraftunterstützenden Assistenzsystemen wird eine Intention für die Bewegung der Extremität des Nutzers durch Sensoren (z.B. sEMG - surface electromyography) erfasst und über Bewegungsmodelle auf eine Gelenkstellgröße gewandelt.

HAL[®] (Hybrid Assistive Limb) ist ein Exoskelett der Firma Cyberdyne in Japan, entwickelt zur Kraftunterstützung der unteren Extremität [16]. Begonnen wurde das Projekt in den neunziger Jahren an der Universität Tsukuba in Japan mit Untersuchungen an für die Bewegung des menschlichen Beines verantwortlichen Nervenzellen. Das System misst die elektrische Erregung dieser Nervenzellen mit auf der Haut aufgebrachten Elektroden (sEMG) und verstärkt die Bewegung mittels nutzeraktivierten und bewegungsautonomen Reglern [22, 23]. Das robotische System besteht aus jeweils zwei aktuierten Freiheitsgraden (Hüfte und Knie) pro Bein mit Gleichstrom-Servomotoren und Wellgetrieben. Als Messgrößen stehen die Gelenkwinkel, EMG und Bodenreaktionskräfte zur Verfügung. Der Nutzer trägt die Steuereinheit, bestehend aus einem Linux Echtzeitsystem, Motortreiber, Sensorelektronik sowie einer Batterie auf dem Rücken. Die Funktion des Systems zur Behandlung von neuromuskulären Erkrankungen wurde in mehreren klinischen Studien nachgewiesen [24]. HAL-5 ergänzt das HAL System mit einem Exoskelett für die oberen Extremitäten.

BLEEX ist ein Exoskelett für die untere Extremität von der University of California, Berkeley [17]. Das hydraulisch aktuierte System ermöglicht das Tragen einer zusätzlichen Last von 75 kg bei ca. 1 m/s Ganggeschwindigkeit und ist für das Militär entwickelt worden. Für die Vielzahl der verwendeten Sensoren für Beschleunigungen, Neigung, Kräfte und Winkelencoder sowie die Ansteuerung der Aktoren wird eine modulare ringbasierte Elektronikplattform genutzt. Die Knoten (Slave) sind über serielle Datenkabel mit den einzelnen Teilnehmern dieser Netzwerkarchitektur verbunden und werden zentral von einem Steuerungsrechner (Master) aus bedient. So ist eine modulare Erweiterung des Sensor-Aktor-Systems möglich, ohne zusätzliche Verkabelung zum zentralen System.

Liu et al. untersuchen mit einem Exoskelett für das Schulter- und Ellbogengelenk die Qualität der Unterstützung für den Menschen bei alltäglichen Bewegungen, wie bspw. das Heben eines 10 kg Gegenstandes auf die Höhe von 1,8 m [25]. Als Bewertungsparameter werden dafür die Rücktreibbarkeit der verwendeten Aktorik, der durch das Exoskelett gering eingeschränkte Bewegungsradius des Armes sowie die Reduzierung der EMG Signalintensität durch die aktive Unterstützung evaluiert. Es wurde gezeigt, dass bei einer Rücktreibbarkeit von 1,85 Nm der Komfort und die Sicherheit deutlich verbessert wurde. Durch die Gelenkstruktur wurden 80 % des Bewegungsraumes erreicht, was als ausreichend für Bewegungen des Alltages bezeichnet wurde. Mit den sEMG Signalen der Muskeln Biceps und Deltoideus wurde eine Unterstützung von bis zu 50 % beim Heben von Gegenständen durch das Exoskelett nachgewiesen.

Masud et al. haben bei Untersuchungen mit einem 4 DoF Arm-Exoskelett festgestellt, dass eine sichere physische Interaktion nur durch eine komplexe Impedanzregelung mit entsprechenden Kraft- und Drehmomentsensoren für die Unterstützung bei alltäglichen Aufgaben realisiert werden kann [26]. Dabei wird für eine mobile Anwendung eine Reduzierung der aktiven Freiheitsgrade mit dem Fokus auf dem Schulter- und Ellbogengelenk vorgeschlagen.

Rehabilitationssysteme

Shane Xie et al. forschen an der University of Auckland zu Exoskeletten für die Rehabilitation [2]. Der stationäre Manipulator mit fünf Freiheitsgraden kann in einem Admittanz- bzw. Impedanzmodus mit dem Schulter- und Ellbogengelenk interagieren. Um dabei singuläre Stellungen des Schultergelenkes zu vermeiden, wird ein redundanter Freiheitsgrad eingeführt. Für die Bestimmung der Nutzerinteraktion wird ein 2-Achs-Kraftsensor für die Schulter und 1-Achs-Kraftsensor für das Ellbogengelenk in die kinematische Struktur integriert. Die Eigendynamik des Systems wird über ein Gravitations-, Trägheits- und Reibmodell kompensiert. Für die Impedanzregelung werden Punkt zu Punkt Bewegungen mit der Methode der *minimum jerk trajectories* geplant. Die Streben des Manipulators sind aus Aluminiumteilen gefertigt, es werden bürstenlose Gleichstrommotoren (BLDC, *brushless direct current*) mit Planetengetrieben (Untersetzung 91...319:1) der Firma Maxon Motors verwendet. Für die Rotation des Oberarms wird eine mit 120° gebogene Zahnstange der Firma THK (Japan) verwendet.

W-Exos ist ein 3 DoF Exoskelett der Saga Universität (Japan) für das Handgelenk und die Rotation der Elle und Speiche [27–30]. Die Rotation wird über einen Zahnring, durch den der Arm geführt werden muss, mit einem Motor und Stirnradgetriebe bei einem Nennmoment von 4,2 Nm, ermöglicht. Ebenfalls für die Rehabilitation des unteren Armes nach einer Rückenmarksverletzung ist das 4-DoF Exoskelett *RiceWrist* der Rice University Houston [31, 32] vorgesehen. Nach einem Drehgelenk für die Rotation des Unterarms folgt hierbei eine 3-PRS (prismatic-revolute-spherical) Parallelkinematik. Über Gleichstrommotoren und Seilzug-Getriebe werden bis zu 1,7 Nm bereitgestellt. Durch die Parallelkinematik weist das System eine hohe Steifigkeit und geringe Trägheit auf, allerdings führt jede Rotationsbewegung auch zu einer geringen Translation [33].

Das hinsichtlich Leichtbau optimierte 4 DoF Exoskelett *ExoRob* aus Aluminium verwendet BLDC Motoren mit Wellgetrieben [34, 35]. Das Gelenk für die Rotation des Unterarmes besteht zur Gewichtseinsparung aus einem kugelgelagerten Halbring, welcher um den Arm geführt wird und über ein Zahnradgetriebe das Motormoment überträgt.

NeuroLab ist eine Experimentierplattform für das 3 DoF Exoskelett *WOTAS* [36] für den Ellbogen und das Handgelenk mit dem Fokus auf neuromotorische Bewegungsvorgabe durch EMG und Elektroenzephalografie (EEG). Die dafür entwickelte Sensorelektronik kommuniziert über einen CAN-Bus mit dem Steuerungsrechner [37]. Ziel ist die Identifikation von Zusammenhängen zwischen der mechanischen Impedanz der Gelenke und entsprechender Muskelaktivität.

Harmony SHL ist ein stationäres Exoskelett für beide oberen Extremitäten zur Behandlung von Patienten bei gestörter Gelenk- oder Muskeldysfunktion des Schultergelenkes [19]. Das System wird am Körper mit dem Oberarm und der Hand befestigt und ermöglicht freie Bewegungen der Arme durch Kompensation der Gewichtskraft sowie Bewegungsvorgaben für die Therapie. Das Schultergelenk ist mit insgesamt 5 DoF abgebildet, um eine Anhebung des Schultergürtelgelenks für Rehabilitationsübungen zu ermöglichen.

Haptische Positionierungssysteme

SAM ist ein 7 DoF Exoskelett der Université Libre de Bruxelles und der European Space Agency (ESA) und wird für die Teleoperation von Knickarm-Robotern in der Luft- und Raumfahrt eingesetzt [18]. Der serielle Manipulator ist aus Aluminium gefertigt, die Gelenke werden über Seilzugantrieben mit Getriebemotoren betrieben und bringen am Handgelenk Drehmomente zwischen 0,4 Nm und 2,2 Nm auf. Die Gelenkmomente werden in den Speichen der Seilrollen mittels Dehnmessstreifen (DMS) gemessen. Um das Gewicht des Manipulators für Teleoperationen zu reduzieren wurde die Kinematik mit einem neuen Exoskelett *X-Arm-2* optimiert [38]. Diese besitzt 8 aktive Freiheitsgrade und wird mit einer Weste aus carbonfaserverstärktem Kunststoff (CFK) an der Vorderseite des Oberkörpers getragen. Zusätzlich wird das Gewicht durch CFK-Verbindungsglieder und Gelenkachsen aus Titan auf 6,2 kg reduziert. Die hohen Drehmomente der Schulter und des Ellbogen werden über Bowdenzüge auf Seilrollen übertragen, an der Hand kommen Motoren mit Planetengetriebe zum Einsatz.

Das Exoskelett *VI-Bot* vom Deutschen Forschungszentrum für Künstliche Intelligenz (DFKI) in Bremen bildet den menschlichen Arm mit neun Freiheitsgraden ab, um somit eine freie Bewegung über den gesamten Arbeitsraum zu ermöglichen [39, 40]. Dieser Ansatz berücksichtigt dabei die zwei Freiheitsgrade des Schultergürtelgelenks, welche besonders bei Armstellungen oberhalb des Kopfes relevant sind. Mit dem System werden komplexe, semi-autonome Roboter mit haptischem Feedback gesteuert. Dabei kommt eine adaptive handlungsprädizierende Benutzerbeobachtung durch online-EEG-Analyse zum Einsatz [40], um die Bewegungen des Exoskeletts unter Reduktion der Interaktionskräfte an die des Menschen anzupassen und so eine komfortablere Benutzung zu ermöglichen [41]. Um die hohen Drehmomente aufbringen zu können, werden hybride Hydraulik-Pneumatik-Aktoren verwendet, wodurch die Komplexität in der Modellierung des dynamischen Verhaltens durch zusätzliche Elastizitäten steigt. *Capio* ist eine Erweiterung des Exoskeletts für beide Arme mit insgesamt 20 aktiven und 9 passiven DoFs [42]. Grundlegende Forschungsfragen zur Haptik bei Assistenzsystemen sind in den Projekten *HapCath* [43] und *Flexmin* [44, 45] untersucht worden. Das Ziel ist die Bereitstellung eines taktilen und kinästhetischen Feedbacks für den Operierenden bei medizinischen Eingriffen, welche durch Reibung oder dem Einsatz von Telemanipulatoren verloren geht. Wesentliche Erkenntnisse zur haptischen Wahrnehmung, sensorischen Bestimmung der relevanten Messgrößen und Rückführung zum Menschen durch Aktoren sind in [46, 47] dargestellt.

Kollaborative Roboter

Neben assistiven Exoskeletten gibt es einen Trend zu kollaborativen Robotern, welche bereits in der Industrie zur Anwendung kommen. Einer der bekanntesten Leichtbauroboter (LBR) wurde am Deutschen Zentrum für Luft- und Raumfahrt entwickelt und von der KUKA AG kommerzialisiert. Der *LBR iiwa* (*intelligent industrial work assistant*) ist für die enge Zusammenarbeit zwischen Mensch und Roboter in den Bereichen Industrie, Medizin und Raumfahrt konzipiert [48]. Der Roboter mit sieben Freiheitsgraden und einem Gewicht zu Tragkraftverhältnis von 2:1 misst die im Betrieb auftretenden Gelenkmomente ($\pm 2\%$ Messunsicherheit) und berechnet über ein dynamisches Modell die Kontaktkräfte am Endeffektor bzw. an den einzelnen Gliedern des Manipulators. Mit der implementierten Impedanzregelung können somit Trajektorien abgefahren und gleichzeitig mit einer definierten Elastizität auf Hindernisse im Arbeitsraum reagiert werden [49].

Tabelle 2.2 gibt eine exemplarische Übersicht der aktuellen Forschungsprojekten zu aktiven Exoskeletten für die obere Extremität an. Eine umfangreichere Übersicht ist in Tabelle A.6 im Anhang zu finden. Zusätzlich wird der Stand der Technik von assistiven Exoskeletten in der Literatur untersucht [6, 7, 50, 51].

Tabelle 2.2: Auszug der untersuchten Exoskelette aus dem Stand der Technik.

Name	DoF (+passiv)	Gewicht	Struktur / Sensoren
<i>SAM</i> [18]	7	6 kg	seriell, körperfest / Drehmoment
<i>W-Exos</i> [27–30]	3	1,9 kg	seriell, ortsfest / EMG
<i>RiceWrist</i> [31, 32]	4	1,9 kg	hybrid, ortsfest / Geschwindigkeit
<i>X-Arm-2</i> [38]	8 (+6)	6,2 kg	seriell, körperfest / Seilzug-Drehmoment
<i>WOTAS</i> [36, 37]	3	0,85 kg	seriell, körperfest / EMG, EEG, IMU, Kraft

Zusammenfassung

Der aktuell verbreitetste Anwendungsfall für Exoskelette für die oberen Extremitäten in der Forschung ist die Rehabilitation. Eine weitere Anwendung zielt auf die Teleoperation von Robotern mit haptischem Feedback. Während bei der Rehabilitation häufig stationäre Systeme zum Einsatz kommen, sind für die zweite Anwendung mobile Systeme verbreitet. Für die dadurch erforderliche Gewichtsreduktion werden vermehrt Kohlefaserverbundwerkstoffe verwendet. Die Kinematik wird zum Großteil seriell aufgebaut, Größenanpassungen an verschiedene Körpergrößen werden mit passiven (Linear-)Gelenken realisiert. Als Antriebe kommen Gleichstrommotoren mit Planetengetriebe und teilweise zusätzliche Seilzug- oder Zahnradgetriebe zum Einsatz, für eine Kraftunterstützung vereinzelt auch Pneumatik-Antriebe.

Aktuell werden die Exoskelette in der Forschung durch Elektromotoren aktuiert, in [52] sind es 72 % von 67 und in [53] 74 % von 121 untersuchten Systemen. Während die Zustandsgröße Gelenkwinkel bei fast allen Systemen aufgenommen wird, ist die Identifikation von Nutzerbewegungsintentionen noch Gegenstand aktueller Forschungsarbeiten [54]. Dabei werden unterschiedliche Ansätze in der Messung von nutzerspezifischen Größen verfolgt, bspw. EMG [55], Kraft und Drehmoment [56], sowie eine Kombination aus beidem [57]. Seltener wird EEG genutzt [40], jedoch lässt sich damit die Zuverlässigkeit in der Intentionserkennung als Ergänzung zu EMG verbessern [57].

Da die entwickelten Systeme häufig stationär betrieben werden, kommen vermehrt kommerzielle Lösungen für die Motorsteuerung, Sensorelektronik und Systemhardware zum Einsatz. Diese benötigen einen großen Bauraum und eine aufwendige Kabelanbindung zur zentralen Steuereinheit. Ein für mobile Anwendungen geeignete und einfach erweiterbare Sensor-Aktor Elektronikplattform mit Echtzeit-Bussystem stellt die Ausnahme dar [17, 37].

Aus dem Vergleich der gezielten Mensch-Exoskelett-Kollaboration mit dem Stand der Forschung ergeben sich die folgenden wissenschaftlichen Fragestellungen für diese Arbeit:

- Wie können Sensoren zur Bestimmung der Interaktionskräfte und -momente in die Struktur des Exoskeletts integriert werden, um daraus Bewegungsintentionen abzuleiten?
- Welche Kalibrierungs- und Registrierungsmethoden eignen sich, um Armstellungen und Objektpositionen für die Echtzeit-Trajektorienplanung des Exoskeletts zu bestimmen?
- Welche Verfahren eignen sich, um eine komfortable Bewegungsvorgabe zur Positionierung des Arms auf Basis von physischer und kognitiver Interaktion zu optimieren?



3 Theoretische Grundlagen der assistiven Robotik und Biomechanik

Im folgenden Kapitel werden die theoretischen Grundlagen für den Entwurf eines kollaborativen Exoskeletts beschrieben. Dazu werden diese zunächst kurz erläutert und eine konsistente Notation der Begriffe und Variablen eingeführt. Hierbei werden die grundlegenden Herausforderungen der Robotik für die Anwendung mit einem Exoskelett erarbeitet und auf eine direkte Interaktion mit dem Menschen erweitert. Anschließend werden die relevanten biomechanischen Grundlagen des menschlichen Arms für den Entwurf eines Exoskeletts erläutert.

3.1 Robotik

Ein Exoskelett stellt einen Manipulator dar, welcher dreidimensionale, gekoppelte Bewegungen im Raum ausführt. Für dessen mathematische Beschreibung und Ansteuerung kann auf bestehende Grundlagen der Robotik und Regelungstechnik aufgebaut werden. Für eine umfangreiche Einarbeitung in die relevanten Grundlagen empfiehlt sich die Literatur zum Thema Robotik [58–61] und Regelungstechnik [62–66].

Bei der Anordnung der Gelenkketten wird in der Regel zwischen zwei Topologien unterschieden: Serielle und parallele Mechanismen. Serielle Manipulatoren weisen ein besseres Gewicht zu Arbeitsraumverhältnis auf und eignen sich somit besser für mobile Exoskelette. Aus dem Grund wird die serielle Topologie in dieser Arbeit verfolgt und dazu näher beschrieben.

Das mechanische Modell des Exoskeletts lässt sich allgemein in die beiden Teilgebiete Kinematik und Dynamik untergliedern. Die Kinematik beschreibt die geometrische Bewegung von starren Körpern, welche über Gelenke miteinander verbunden sind. Die dazugehörigen physikalischen Größen sind Zeit, Position, Geschwindigkeit und Beschleunigung. Das letzte Glied der kinematischen Kette bildet der Endeffektor, welcher direkt mit der Umgebung interagiert. Das kinematische Modell dient als Basis für die Bewegungsplanung und Regelung des Exoskeletts und stellt die Beziehung zwischen Gelenkwinkeln und Endeffektor-Position sowie deren zeitlichen Ableitungen dar. Das dynamische Modell beschreibt die Bewegung von Körpern in Abhängigkeit von den wirkenden Kräften. Die Bewegungsgleichungen eines dynamischen Systems beschreibt die Statik (Kräfte im Gleichgewicht) und Kinetik (Kräfte verändern den Bewegungszustand). Das dynamische Modell ergänzt das kinematische mit Zusammenhängen von Interaktionskräften und Gelenkmomenten und -beschleunigungen. Für die Beschreibung des kinematischen Modells werden zunächst die mathematischen Grundlagen der Koordinatentransformation dargestellt und darauf basierend das dynamische Modell hergeleitet.

3.1.1 Koordinatentransformation im Gelenkraum und kartesischen Raum

In der Mechanik wird mit Freiheitsgraden die Zahl f der voneinander unabhängigen Bewegungsmöglichkeiten beschrieben. Allgemein kann ein starrer Körper im Raum in drei voneinander unabhängigen Richtungen bewegt (Translation) und um drei voneinander unabhängige Achsen gedreht (Rotation) werden und besitzt somit den Freiheitsgrad $f = 6$. Die Lage eines starren Körpers im Raum ist durch seine Position und Orientierung vollständig beschrieben und wird als Pose bezeichnet. Die Orientierung stellt eine Rotation \mathbf{R}_1^0 (3x3) des körperfesten Koordinatensystems $O_1 - x_1y_1z_1$ bezüglich des Basiskoordinatensystems $O_0 - x_0y_0z_0$ und die Position eine Translation $\mathbf{o}_1^0 \in \mathbb{R}^3$ dar.

Um einen Punkt P bezüglich beider Koordinatensysteme zu beschreiben, wird der Vektor \mathbf{p}^1 (3×1) durch eine Transformation in den Vektor

$$\mathbf{p}^0 = \mathbf{o}_1^0 + \mathbf{R}_1^0 \mathbf{p}^1$$

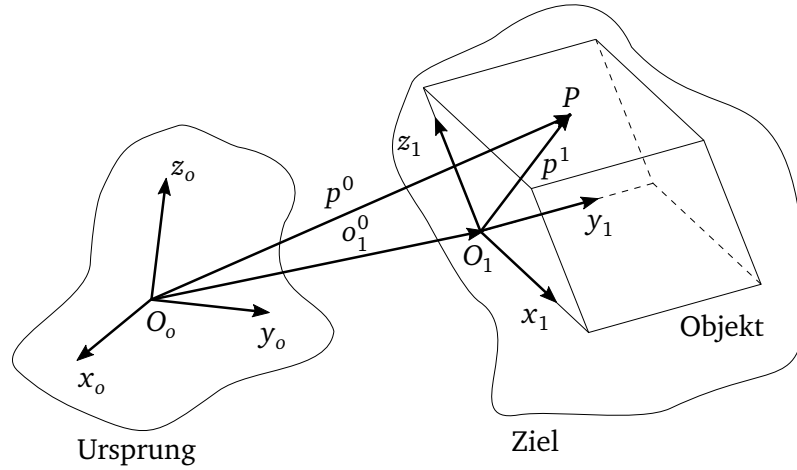


Abbildung 3.1: Beschreibung eines Punktes P im Zielkoordinatensystem O_1 in Bezug zur Basis O_0 .

überführt (siehe Abbildung 3.1). Für eine kompakte Schreibweise wird die homogene Transformationsmatrix

$$A_1^0 = \begin{bmatrix} R_1^0 & o_1^0 \\ \mathbf{0}^T & 1 \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

eingeführt. Um einen Vektor \mathbf{p}^n über eine Sequenz von mehreren Koordinatentransformationen aus dem Ursprung darzustellen, wird zur Reduktion der Dimensionen ein Vektor $\tilde{\mathbf{p}} = [\mathbf{p} \ 1]^T$ eingeführt. Mit Gleichung (3.1) ergibt sich die Transformation von einer Basis in einen Punkt P über n Koordinatensysteme zu

$$\tilde{\mathbf{p}}^0 = A_1^0 A_2^1 \dots A_n^{n-1} \tilde{\mathbf{p}}^n. \quad (3.2)$$

Durch eine konsistente Wahl der körperfesten Koordinatensysteme kann die Anzahl der Variablen zur Beschreibung einer Transformation reduziert werden.

Denavit-Hartenberg Konvention

Bei der Transformation mit homogenen Matrizen sind neun rotatorische und drei translatorische Variablen zu definieren. Durch die Wahl einer einheitlichen Vorschrift zur Beschreibung der seriellen Kette kann die Anzahl der Parameter auf zwei Rotationen und zwei Translationen reduziert werden. Ein präferierter Ansatz ist die *Denavit-Hartenberg* (DH) Konvention [67]. Dabei wird das erste Koordinatensystem $O_0 - x_0 y_0 z_0$ im Raum festgelegt. Der Ursprung des jeweils folgenden Koordinatensystem $O_i - x_i y_i z_i$ wird auf die Gelenkachse $i+1$ gelegt, die z_i -Achse ist dabei identisch mit der Drehachse (siehe Abbildung 3.2). Die x_i -Achse berechnet sich aus dem Kreuzprodukt von z_i und z_{i+1} . Abhängig der Richtung dieser Achse wird das Vorzeichen des Gelenkdrehwinkel gewählt. Die y_i Achse ergibt sich aus den vorherigen Berechnungen.

Bei einem seriellen Manipulator mit n Freiheitsgraden wird die Summer aller Drehwinkel q_i im Gelenkraum mit $\mathbf{q} = [q_1 \ \dots \ q_n]^T$ angegeben. In der Transformationsmatrix nach DH-Konvention entspricht der Winkel θ_i einer initialen Drehung zur Ausrichtung des Koordinatensystems in den Ausgangszustand des Manipulators $q_{i,0}$ und dem aktuellen Drehwinkel der Gelenkachse q_i . Für eine einheitliche Drehrichtung wird die z -Achse nach dem Rechtsschraubensinn gewählt. Die homogene Transformation nach Gleichung (3.1) ergibt sich nach der DH-Konvention zu

$$A_i = \begin{pmatrix} \cos \theta_i & -\sin \theta_i \cos \alpha_i & \sin \theta_i \sin \alpha_i & a_i \cos \theta_i \\ \sin \theta_i & \cos \theta_i \cos \alpha_i & -\cos \theta_i \sin \alpha_i & a_i \sin \theta_i \\ 0 & \sin \alpha_i & \cos \alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}. \quad (3.3)$$

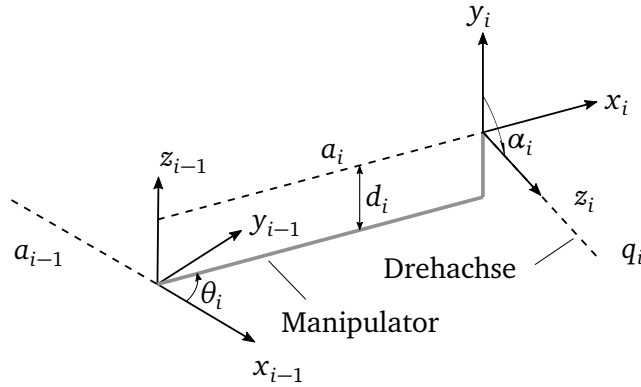


Abbildung 3.2: Beschreibung der Koordinatentransformation einer seriellen Kette nach der DH-Konvention. a_i beschreibt die Verschiebung in x_{i-1} -Richtung, d_i die Verschiebung in z_{i-1} -Richtung. θ_i gibt die Rotation um die z_{i-1} -Achse an, α_i die Rotation um die x_i -Achse. Die freie Drehachse q_i des Gelenkes liegt auf der z_i -Achse.

Kardanwinkel

Für die Bestimmung von beliebigen Gelenkwinkeln aus der Rotationsmatrix der homogenen Koordinaten lassen sich diese auf drei senkrecht zueinander stehende Drehachsen im euklidischen Raum reduzieren [68]. Es handelt sich somit um ein körperfestes Koordinatensystem mit den Drehwinkeln $[\alpha, \beta, \gamma]$, das mit einem Gelenk verbunden ist. Die Beschreibung der Drehachsen erfolgt über Transformationsmatrizen in einer festgelegten Reihenfolge um den Koordinatenursprung mit den Achsen $[x, y, z]$. Daraus ergeben sich sechs verschiedene Möglichkeiten bei der Wahl der Achsen. Erfolgen die drei Drehungen um drei verschiedene Achsen spricht man von Kardan-Winkeln. Ist die erste und dritte Drehachse identisch, so spricht man von Eulerwinkeln. Eine Koordinatentransformation vom körperfesten ins raumfeste Koordinatensystem wird durch die Matrix R_{zyx} beschrieben, welche sich aus den aufeinanderfolgenden Drehungen $R_z(\alpha)$, $R_y(\beta)$ und $R_x(\gamma)$ der zyx -Kardanwinkel zusammensetzt. Umgekehrt können aus den einzelnen Zeilen und Spalten der Transformationsmatrix die Kardanwinkel mit

$$\sin(\alpha) = -R_{zyx}(3, 1), \quad \tan(\beta) = \frac{R_{zyx}(2, 1)}{R_{zyx}(1, 1)}, \quad \tan(\gamma) = \frac{R_{zyx}(3, 2)}{R_{zyx}(3, 3)} \quad (3.4)$$

berechnet werden. Die Winkel geben die Rotation um die Längs-, Quer- und Vertikalachse (Roll-, Nick- und Gierachse) des körperfesten Koordinatensystems an. Für die Beschreibung der kinematischen Struktur der oberen Extremität entspricht jeweils ein Winkel pro Gelenk dem rotatorischen Freiheitsgrad, womit die Achsstellung aus der homogenen Transformation ermittelt werden kann. Dies ermöglicht es, Winkelstellungen des menschlichen Armes sensorisch zu erfassen und an das Exoskelett zu übertragen, ohne dass die Vorwärtskinematik beider Systeme identisch sein muss.

Ein wesentlicher Nachteil in der Beschreibung von Rotationen mittels Euler-/Kardan-Winkeln liegt in dem Phänomen des *Gimbal Lock*. Die Abbildung der den Winkeln zugeordneten Drehmatrizen besitzt kritische Punkte, in denen die Berechnungen nach Gleichung (3.4) nicht möglich ist. Abhängig von der gewählten Konvention tritt diese Singularität bspw. bei $\beta = \pm \frac{\pi}{2}$ auf. In dieser Stellung liegen die z und x Achse übereinander und es kann nicht mehr zwischen einer Folgedrehung um α oder γ unterschieden werden. In Gleichung (3.4) äußert sich dies durch eine Null im Nenner für die Berechnung von β und γ aufgrund des Cosinus von $\frac{\pi}{2}$ in der Drehmatrix. Diese Winkelstellung muss daher bei den Berechnungen der Gelenkwinkel unbedingt vermieden werden. In der Luftfahrt wird dies bspw. durch die Ausrichtung des Koordinatensystems gelöst, so dass der Lagewinkel den kritischen Punkt erreichen würde, wenn das Flugzeug senkrecht zum Schwerfeld steht. Diese Lage tritt im normalen Betrieb niemals ein. Eine Alternative zu dieser Beschreibung, in welcher diese Singularität nicht eintritt, bieten die *Quaternionen*.

Quaternionen

Quaternionen erweitern den reellen Zahlenbereich um einen aus drei Zahlen bestehenden Imaginärteil. Das somit entstehende vierdimensionale Zahlensystem kombiniert einen Realteil mit den komplex-imaginären Einheiten i , j und k zu

$$q_t = q_{t,0} + q_{t,1}i + q_{t,2}j + q_{t,3}k \quad \text{mit} \quad i^2 = 1, j^2 = 1, k^2 = -1 \quad \text{und} \quad ij = k, jk = i, ji = j. \quad (3.5)$$

Mit Quaternionen lassen sich insbesondere Rotationen in dreidimensionalen euklidischen Räumen mit geringem Rechenaufwand durchführen (siehe Abbildung 3.3a). Dadurch sind sie eine geeignete Wahl bei Koordinatentransformationen mit Berechnung in Echtzeit, insbesondere zur Auswertung von inertialen Messeinheiten und entsprechenden Anwendungen von Filtern. Im Vergleich zur Beschreibung mit Euler-Winkeln weisen Quaternionen eine geringe Redundanz und somit höhere numerische Stabilität auf. Da Drehmatrizen orthogonale Matrizen sind, somit deren Zeilen- und Spaltenvektoren sich orthonormal zum Standardskalarprodukt verhalten, können Quaternionen für Beschreibung von Rotationen normiert und als Einheitsquaternion dargestellt werden. Rotationsberechnungen mit Quaternionen sind im Vergleich zu Euler-Winkeln schwer bildlich darzustellen. Zur besseren Anschauung lässt sich eine einfache Drehung des normierten Vektors u um einen Winkel θ im Bogenmaß durch das Quaternion q mit $q_{t,0} = \cos(\theta/2)$ und $q_{t,1} = q_{t,2} = q_{t,3} = \sin(\theta/2)$ darstellen (siehe Abbildung 3.3b). Damit ist $q_{t,0}$ der skalare Anteil des Vektors und $q_{t,1,2,3}$ skaliert den vektoriellen Anteil beliebig. Quaternionen können in Rotationsmatrizen umgewandelt werden. Umgekehrt eignet sich der Algorithmus nach SHEPPERD, um gut konditioniert Quaternionen aus gegebenen Drehmatrizen zu berechnen [68]. Winkelgeschwindigkeiten werden über die Ableitung von Quaternionen in den Achsen des Ursprungssystems oder des körperfesten Systems berechnet.

Kartesische Koordinaten im Arbeitsraum

Für die allgemeine Beschreibung aller Rotationen eines kartesischen Koordinatensystems lässt sich ebenfalls die Anzahl der Variablen der Rotationsmatrix R mit einer festen Rotationsreihenfolge auf drei Winkel

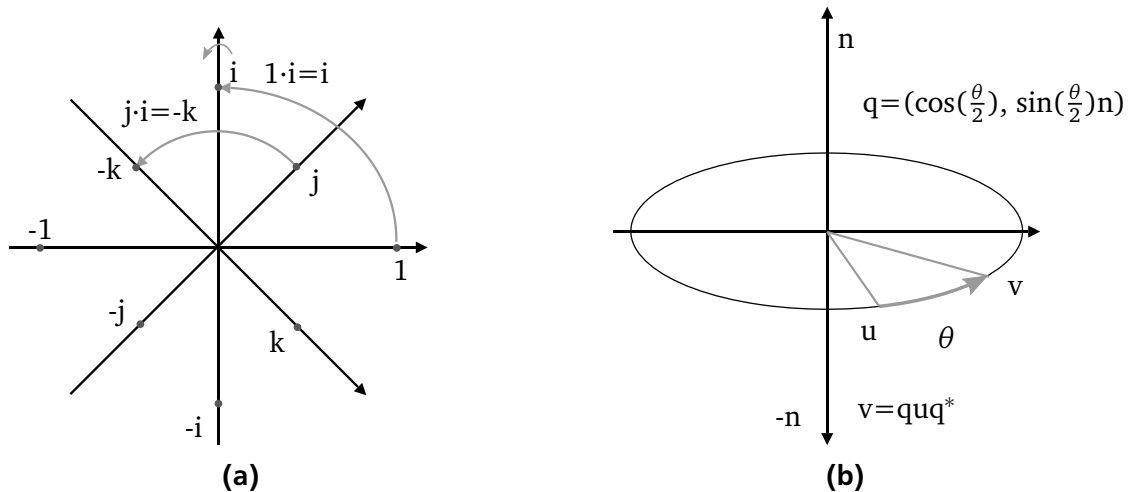


Abbildung 3.3: Rotationsberechnungen mit Quaternionen. (a) Multiplikation von vierdimensionalen Vektoren (Quaternionen) als 90°-Rotationen des Multiplikators um den Multiplikanden. (b) Drehung einer normierten Achse u um den Winkel θ auf v . Das Quaternion ist mit n normiert, u lässt sich mit beidseitiger Multiplikation von q_t und q_t^* (konjugiert) auf v rotieren.

$\phi = [\varphi \ \vartheta \ \psi]^T$ reduzieren. Für die Bewegung des Endeffektors bezüglich des Raumkoordinatensystems in einem m -dimensionalen Raum wird der $(m \times 1)$ Vektor

$$\mathbf{x}_e = \begin{bmatrix} \mathbf{p}_e \\ \boldsymbol{\phi}_e \end{bmatrix} \quad (3.6)$$

eingeführt. Die Dimension des Vektors gibt die freien translatorischen und rotatorischen Bewegungen des Endeffektors an. Eine uneingeschränkte Bewegung im Raum wird durch $m = 6$ ermöglicht. Der mögliche Bewegungsraum des Endeffektors im kartesischen Koordinatensystem wird als Arbeitsraum bezeichnet. Bei seriellen Manipulatoren, dessen Endeffektoren sich auf einer vorgegebenen Trajektorie bewegen sollen, muss zur Ansteuerung der einzelnen Achsen immer die gewünschte Bewegung aus dem kartesischen Koordinatensystem in den Gelenkraum übertragen werden. Hierzu müssen die Zusammenhänge der Geschwindigkeitsvektoren beider Räume näher betrachtet werden.

Jacobi Matrix

Die multidimensionale Ableitung der kinematischen Gleichung (3.6) nach den Gelenkwinkeln \mathbf{q} ergibt den $(r \times 1)$ Geschwindigkeitsvektor

$$\mathbf{v}_e = \begin{bmatrix} \dot{\mathbf{p}}_e \\ \dot{\boldsymbol{\omega}}_e \end{bmatrix} = \mathbf{J}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{q}} \quad (3.7)$$

des Endeffektors. Hierbei bildet die geometrische $(r \times n)$ Jacobi-Matrix \mathbf{J} die Änderungsgeschwindigkeit des Zustandsvektors der Gelenkwinkelgeschwindigkeit $\dot{\mathbf{q}}$ auf die lineare Geschwindigkeit $\dot{\mathbf{p}}_e$ und Winkelgeschwindigkeit $\dot{\boldsymbol{\omega}}_e$ im kartesischen Raum ab. Die Jacobi-Matrix lässt sich aus der partiell nach den Winkeln \mathbf{q} abgeleiteten Transformationsmatrix $\mathbf{A}(\mathbf{q})$ bestimmen.

Redundante Manipulatoren

Ist die Kinematik eines Manipulators ($m > n$) oder dessen aktueller Bewegungszustand ($r < m$) redundant, so lässt sich eine Bewegung im Arbeitsraum nicht durch analytische Berechnung in den Gelenkraum überführen. Gerät der Manipulator in eine Gelenkwinkelstellung, in welcher die mathematische Berechnung der Gelenkwinkel für eine kartesische Bewegung im Arbeitsraum unter Berücksichtigung der Grenzwerte realer Systeme nicht mehr lösbar ist, so spricht man von einer Singularität. Die Berechnung der inversen Kinematik bei redundanten Systemen und Vermeidung von singulären Stellungen stellt eine grundlegende Herausforderung in der Bewegungsplanung, abhängig vom Manipulator und der Anwendung, dar. Die Redundanz kann jedoch auch genutzt werden, um die Dynamik des Endeffektors für bestimmte Aufgaben zu erhöhen oder Hindernisse im Arbeitsraum zu umfahren.

Für die Berechnung der Gelenkwinkel bei $(n = r)$ lässt sich Gleichung (3.7) eindeutig umkehren zu

$$\dot{\mathbf{q}} = \mathbf{J}^{-1}(\mathbf{q})\mathbf{v}_e \quad (3.8)$$

und über den zeitdiskreten Integrationsintervall mit Anfangswert $\mathbf{q}(t_{k+1}) = \mathbf{q}(t_k) + \dot{\mathbf{q}}(t_k)\Delta t$ lösen. Bei einem Manipulator mit redundanten Freiheitsgraden ($r < n$) sind die Gleichungen (3.2) und (3.7) nicht mehr wie in Gleichung (3.8) beschrieben invertierbar. Es kommt zu Fällen mit mehrfachen, unendlich vielen oder keinen Lösungen der Gelenkwinkel. Der Gelenkwinkelraum \mathbb{R}^n bildet über die Verknüpfung der Jacobi-Matrix den Unterraum $\mathcal{R}(\mathbf{J})$ im Zielraum der Endeffektorgeschwindigkeit \mathbb{R}^r ab (siehe Abbildung 3.4). Zusätzlich existiert ein Unterraum $\mathcal{N}(\mathbf{J})$ in \mathbb{R}^n , in welchem Änderungen der Gelenkwinkel \mathbf{q} keine Bewegungen des Endeffektors hervorrufen. Dieser wird als Nullraum bezeichnet und kann zur Optimierung der Gelenkwinkeltrajektorien durch die numerischen Lösung der Jacobi-Matrix-Inversen genutzt werden. Nimmt die Dimension des Zielraumes $\dim(\mathcal{R}(\mathbf{J})) < r$ in einer Singularität

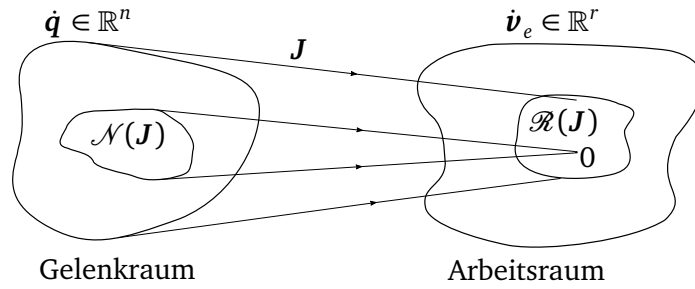


Abbildung 3.4: Abbildung des Gelenkraums auf den kartesischen Arbeitsraum.

ab, wird die Anzahl der Lösungsmöglichkeiten der Invers-Kinematik reduziert. Die Dimension des Nullraums nimmt mit $\dim(\mathcal{N}(J)) = n - r$ zu. In der Jacobi-Matrix treten dadurch Singulärwerte gleich null auf. Eine schlecht konditionierte Jacobi-Matrix führt zu numerischen Problemen, wodurch der Manipulator nicht mehr der vorgegebenen Endeffektortrajektorie folgen kann. In einer Singularität verliert der Manipulator somit Freiheitsgrade, um sich im kartesischen Arbeitsraum zu bewegen [69]. In der Nähe von Singularitäten können bereits sehr kleine Bewegungen im Arbeitsraum zu hohen Geschwindigkeiten im Gelenkraum führen. Der Manipulator muss sich für das Erreichen des nächsten Wegpunktes im Gelenkraum neu ausrichten (siehe Abbildung 3.5).

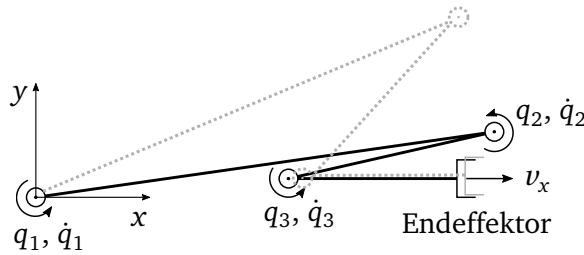


Abbildung 3.5: Gelenkstellung nahe einer Singularität. Kleine Bewegungen des Endeffektors mit v_x führen zu hohen Geschwindigkeiten \dot{q} , da dieser die Bewegung nicht in der aktuellen Gelenkstellung ausführen kann, sondern sich neu ausrichten muss (gepunktete Linie).

3.1.2 Dynamische Modellierung von seriellen Manipulatoren

Neben den geometrischen Beziehungen des seriellen Manipulators spielen bei dessen Entwurf und Regelung auch die wirkenden Kräfte und Drehmomente eine wichtige Rolle. Die Berechnung dieser Größen für typische Bewegungen des Manipulators liefern hilfreiche Informationen bei der Auslegung von Gelenken, Verbindungen und Aktoren. Im Betrieb kann die Regelung auf Basis des dynamischen Modells optimiert werden, indem die berechneten Gelenkmomente als Stellgrößen für den Antrieb bereitgestellt werden und nur noch die Abweichung zur realen Dynamik ausgeregelt wird. Die physikalischen Eigenschaften aller rigiden Verbindungselemente mit der Anzahl i der seriellen Kette werden über deren Masse m_i , den Schwerpunkt S_i und das Massenträgheitsmoment I_i beschrieben. Deren dynamischen Zusammenhänge werden durch die Bewegungsgleichungen des Mehrkörpersystems mit den Euler-Lagrange-Gleichungen der Variationsrechnung aus dem „Prinzip der kleinsten Wirkung“ hergeleitet [70]. Die Lagrange-Funktion L ist definiert über die Differenz zwischen kinetischer Energie K und potentieller Energie P . Zur besseren Anschaulichkeit wird dies zunächst für translatorische Bewegungen mit

$$L = K - P = \frac{1}{2} m \dot{y}^2 - mgy, \quad (3.9)$$

gezeigt, wobei g die Gravitationskonstante, y die Position und \dot{y} Geschwindigkeit in Richtung des Erdschwerefeldes ist. Um den Zusammenhang der Lagrange-Gleichung mit den auf die Körper wirkenden Kräfte herzuleiten, wird die Bewegungsgleichung des zweiten Newtonsche Axioms $m\ddot{y} = F - mg$ verwendet. Dabei lässt sich die auf den Körper wirkende Kraft durch partielle Ableitung zu

$$m\ddot{y} = \frac{d}{dt}(m\dot{y}) = \frac{d}{dt} \frac{\partial}{\partial \dot{y}} \left(\frac{1}{2} m \dot{y}^2 \right) = \frac{d}{dt} \frac{\partial}{\partial \dot{y}} K, \quad (3.10)$$

sowie die Gravitationskraft zu

$$mg = \frac{\partial}{\partial y}(mgy) = \frac{\partial}{\partial y} P \quad (3.11)$$

umformen. Betrachtet man nun die partielle Ableitungen von Gleichung (3.9) nach ∂y und $\partial \dot{y}$, so lässt sich die Bewegungsgleichung zu

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{y}} - \frac{\partial L}{\partial y} = F, \quad \text{mit} \quad \frac{\partial L}{\partial \dot{y}} = \frac{\partial K}{\partial \dot{y}} \quad \text{und} \quad \frac{\partial L}{\partial y} = \frac{\partial P}{\partial y} \quad (3.12)$$

überführen. Für die Lagrange Gleichung eines Manipulators mit einem rotatorischen Freiheitsgrad ist diese äquivalent mit

$$L = \frac{1}{2} I \dot{q}^2 - mgl(1 - \cos(q)), \quad (3.13)$$

zu beschreiben, wobei l den Abstand des Schwerpunktes von der Drehachse kennzeichnet. Mit Gleichung (3.12) erhält man den Zusammenhang für rotatorische Bewegungen mit dem resultierenden Drehmoment

$$\tau = I\ddot{q} + mgl \cos(q). \quad (3.14)$$

Gleichung (3.14) beschreibt somit das Drehmoment einer Drehachse in Abhängigkeit der auf die nachgelagerte Masse wirkende Gravitation mit $\mathbf{g}(\mathbf{q})$ und Massenträgheit $\mathbf{B}(\mathbf{q})$ einer mehrachsigen Gelenkstruktur. Bei rotatorischen Bewegungen treten zusätzlich Coriolis- und Zentrifugalkräfte in den Gelenken auf, die ein Moment $\mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}}$ entgegen der Bewegungsrichtung verursachen. Bei *anthropomorphen* Bewegungen (Projektion menschlicher Bewegungsprofile auf eine technische Instanz) mit geringen Gelenkwinkelgeschwindigkeiten ist dieses Moment im Vergleich zu den restlichen dynamischen Größen zu vernachlässigen. Bei realen Systemen, welche mit ihrer Umgebung interagieren, treten weitere Einflussgrößen im dynamischen Modell auf. In den Gelenken kommt es bei Bewegung in den Lagern zu viskosen Reibungsmomenten $\mathbf{F}_v \dot{\mathbf{q}}$. Wird ein Drehgelenk aus dem Stillstand heraus beschleunigt, so muss zunächst ein statisches Reibmoment überwunden werden, welches über die *Colombsche Reibung* mit $\mathbf{F}_s \text{sgn}(\dot{\mathbf{q}})$ beschrieben wird. Kommt es zu einer Interaktion des Endeffektors mit der Umgebung, so wird die dort wirkende Kraft \mathbf{f}_e mittels Jacobi-Matrix in ein wirkendes Gelenkmoment $\mathbf{J}^T(\mathbf{q})\mathbf{f}_e$ transformiert.

Bei einem Exoskelett ist die serielle Kette des Manipulators an mehreren Punkten fest mit der oberen Extremität des Nutzers verbunden. Koppelt dieser durch Anspannen der Muskeln eine Kraft an der Verbindung zum Exoskelett ein, so resultiert dies in einem zusätzlichen durch den Nutzer verursachten Gelenkmoment τ_N . Das wirkende Drehmoment τ ergibt sich mit dem dynamische Modell im Gelenkraum zu

$$\tau = \mathbf{B}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{F}_v \dot{\mathbf{q}} + \mathbf{F}_s \text{sgn}(\dot{\mathbf{q}}) + \mathbf{g}(\mathbf{q}) + \mathbf{J}^T(\mathbf{q})\mathbf{f}_e + \tau_N. \quad (3.15)$$

Die Möglichkeit der direkten gekoppelten Interaktion des Menschen mit jedem einzelnen Glied des Manipulators stellt einen Sonderfall bei den Methoden zur Modellierung in der Robotik dar und soll daher in dieser Arbeit näher untersucht werden. Durch die direkte Kopplung des Manipulators mit dem Menschen muss somit auch dessen Bewegungsraum und Dynamik mit in die Beschreibung eines Exoskeletts einbezogen werden.

3.2 Biomechanik der oberen Extremität

Ein Exoskelett muss in der Lage sein, den Bewegungen des menschlichen Arms zu folgen. Dazu muss sowohl dessen kinematische Struktur als auch die Bewegungsplanung und -regelung des Exoskeletts auf die des Menschen angepasst sein. Entscheidend dabei sind die Winkelbereiche der Gelenke, der Arbeitsraum, das Gewicht der einzelnen Glieder und die durch Muskelkontraktion aufgebrauchten Gelenkmomente. Das robotische System muss dabei nicht in der Lage sein, die Leistung eines gesunden menschlichen Körpers exakt abzubilden, sondern sollte diese für einen spezifischen Anwendungsbereich sinnvoll ergänzen, um eine ausreichende Unterstützung zu gewährleisten. Um die kinematischen und dynamischen Parameter für den Entwurf ableiten zu können werden daher folgend die relevanten Grundlagen zur Biomechanik beschrieben. Eine ausführliche medizinische Beschreibung der oberen Extremität und den dazugehörigen Bewegungsmöglichkeiten sind in der Literatur [71–73] zu finden.

3.2.1 Kinematisches Modell des Armes

Der menschliche Arm dient in seiner Funktion hauptsächlich als Greifwerkzeug. Zusätzlich findet durch Pendelbewegungen ein Ausbalancieren des Ganges statt. Die seriell kinematische Kette bildet ein intrinsisch redundantes System, beispielsweise kann bei fixierter Position und Orientierung der Basis (Oberkörper) und fixiertem Endeffektor (Hand) der Ellbogen frei bewegt werden. In der Natur dient dies der Kollisionsverhinderung durch das Umgreifen eines Hindernisses, oder um eine weit entfernte Position zu erreichen, wenn die restlichen Gelenke bereits das Limit ihrer Winkelrestriktion erreicht haben. Damit ein Exoskelett als Assistenzsystem der oberen Extremität arbeiten kann, muss dieses den Bewegungsraum des Armes mit einer äußeren Gelenkstruktur abbilden können.

Die physikalische Beschreibung und Modellierung der Bewegung des Armes erfolgt durch eine kinematische Kette aus starren Körpern, welche über Gelenke beweglich miteinander verbunden sind. Diese setzt sich aus dem Schultergürtel, Oberarm, Unterarm und der Hand zusammen (siehe Abbildung 3.6). Die Beweglichkeit wird durch das Brustbein-Schlüsselbein Gelenk, Schulterreck-Schlüsselbeingelenk, Schultergelenk, Ellbogengelenk, der Unterarmknochen zueinander und des Handgelenks ermöglicht. Durch die serielle Anordnung der einzelnen Glieder und Gelenke des Armes, wird eine Bewegung der Hand in einem beschränkten Raum mit dem Freiheitsgrad $f = 6$ ermöglicht.

Die Bewegung der Gelenke kann ebenfalls mit Freiheitsgraden beschrieben werden. Dabei wird die Ko-

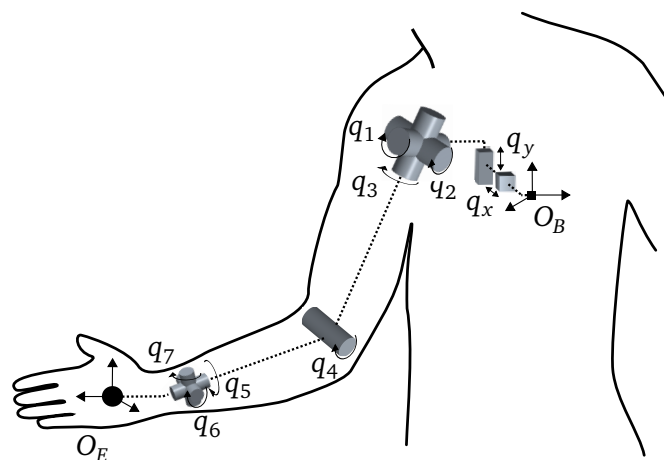


Abbildung 3.6: Generalisierte Koordinaten der beweglichen Achsen der oberen Extremität für die Translationen q_x, q_y und Rotationen $q_1 \dots q_7$. Koordinatensysteme der Basis O_B am Oberkörper und des Endeffektors O_E an der Hand.

ordinatentransformation zweier mit einem Gelenk verbundenen Körper mit generalisierten Koordinaten unter Einhaltung von Zwangsbedingungen beschrieben. Beispielsweise lässt sich die Bewegung des Ellbogengelenkes eindeutig über eine generalisierte Koordinate q beschreiben, welche hierbei den Winkel zwischen Ober- und Unterarm in einer definierten Ebene angibt. Die Gelenke des menschlichen Armes besitzen in Summe neun Freiheitsgrade, zwei im Schultergürtelgelenk, drei in der Schulter, einen im Ellbogen, einen in der Elle/Speiche und zwei im Handgelenk. Jeder Freiheitsgrad der Gelenke erlaubt eine Bewegung in jeweils positiver und negativer Drehachse mit einem begrenzten Winkelbereich (siehe Tabelle 3.1).

Tabelle 3.1: Bewegungen des Schulter-, Ellbogen- (El.) und Handgelenkes sowie deren maximale Winkelbereiche

	Bewegung	Winkelbereich
Schulter	Flexion/Extension	-80° / 210°
	Abduktion/Adduktion	-45° / 135°
	Innen-/Außenrotation	-85° / 130°
El.	Flexion/Extension	0 / 165°
Hand	Flexion/Extension	-85° / 75°
	Abduktion/Adduktion	-35° / 45°
	Pronation/Supination	-110° / 140°

Weiter sind Bereiche für die Abstände der Gelenkachsen in der Literatur definiert, welche einen Großteil der Körpermaßvariationen abdecken (siehe Tabelle 3.2). Für die Quantifizierung dieser Bereiche können entsprechende Normen [74, 75] und Datenbanken der NASA [76] herangezogen werden.

Für den Entwurf der kinematischen Struktur des Exoskeletts können aus der Literatur bereits einige Restriktionen im Bewegungsbereich der Gelenke sowie bei den Achsabständen einzelner Segmente definiert werden. Durch eine Bewegungsanalyse des Armes lässt sich eine Kopplung der Freiheitsgrade in

Tabelle 3.2: Körpermaße (5./50./95. Perzentil) der oberen Extremitäten für Frauen und Männer nach [76]

Maß	Bereich	Frau	Mann
Länge in cm	Schulterbreite	32,4 / 35,7 / 39	37,9 / 41,1 / 44,3
	Schulter-Ellbogen	27,2 / 29,8 / 32,4	33,7 / 36,6 / 39,4
	Unterarm-Hand	37,3 / 41,7 / 44,6	45,1 / 48,3 / 51,7
	Hand	15,8 / 17,2 / 18,7	17,9 / 19,3 / 20,6
	Oberarm-Umfang	21,8 / 25,5 / 29,3	27,3 / 31,2 / 35,1
	Unterarm-Umfang	19,9 / 22,0 / 24,1	27,4 / 30,1 / 32,7
Gewicht in kg	Oberarm	-	1,6 / 2,5 / 2,5
	Unterarm	-	1,2 / 1,5 / 1,7
	Hand	-	0,46 / 0,53 / 0,61
Schwerpunkt in cm	Oberarm	-	14,1 / 14,9 / 15,7
	Unterarm	-	10,9 / 11,5 / 12,1
	Hand	-	5,1 / 5,6 / 6,0

der Schulter ableiten [77]. Diese macht sich in einer zeitgleichen Anhebung des Schultergürtelgelenkes bemerkbar, wenn eine Abduktion der Schulter mit einem Winkel $> 90^\circ$ durchgeführt wird. Die damit verbundene Verschiebung der Drehachse des Schultergelenks (Humeruskopf) muss dabei von der Kinematik eines Exoskeletts mit abgebildet werden, da sonst die Drehachsen Schulter in dieser Gelenkstellung nicht mehr übereinander liegen [78]. Dadurch steigt die Anzahl der Freiheitsgrade für die Abbildung des Bewegungsraumes der Schulter um mindestens einen für das Schultergürtelgelenk. Diese führt Bewegungen zwar mit geringen Weg und geringer Dynamik aus, jedoch muss bei einem seriellen Manipulator das gesamte Gewicht der nachfolgenden Achsen und des Armes kompensiert werden. Reduziert man jedoch den gezielten Arbeitsraum des Exoskeletts auf Abduktionswinkel $< 90^\circ$ und verzichtet somit auf die Armpositionierungen oberhalb des Kopfes, so kann bei der kinematischen Struktur auf dieses zusätzliche Gelenk verzichtet werden.

Neben der Schulter bringt das Handgelenk eine hohe Komplexität in seinen Bewegungsachsen mit sich, die bei der Konstruktion eines Exoskettes berücksichtigt werden muss. Da im Handgelenk die Flexion/Extension im proximalen und distalen Bereich und die Abduktion/Adduktion nur im distalen Bereich erfolgen, besteht ein Abstand zwischen den beiden orthogonal gelegenen Drehachsen. Dieser beträgt durchschnittlich 6,8 mm [79]. Bei einem Abstand von 4 mm treten nach Untersuchungen mit Exoskeletten die geringsten Reaktionskräfte auf [80]. Dieser konstant bleibende Abstand zwischen den Drehachsen im Handgelenk muss ebenfalls in der kinematischen Struktur des Exoskeletts abgebildet werden.

3.2.2 Positionierbewegung des Oberarms

Ziel einer bewegungsanalytischen Betrachtung ist die Nachbildung einer natürlichen Armbewegung bei der Kollaboration zwischen Mensch und Exoskelett bei Positionieraufgaben. Dabei unterteilt sich die Bewegung in zwei Abschnitte: Die *Freiraumbewegung* von einem beliebigen Ausgangspunkt zu der Zielregion und die eigentliche *Interaktion* mit dem Zielobjekt. Letztere ist meist in der Wahl des Pfades und der Geschwindigkeit fest vorgegeben. Die Freiraumbewegung hängt stark vom individuellen Nutzen und den Randbedingungen, z.B. Hindernissen, ab. Wünschenswert ist hierbei ein größtmöglicher Komfort des Nutzers bei der Ausführung der Bewegung. Dieser kann zum einen in der Planung der Trajektorie, zum anderen in der Adaption an die individuelle Nutzerintention realisiert werden. Folgend werden die Erkenntnisse verschiedener Untersuchungen von Armbewegungen aus der Literatur vorgestellt:

- Die Bewegungsform ist unabhängig von der Bewegungsgeschwindigkeit. Das Verhältnis aus den Winkelgeschwindigkeiten des Ellbogen- und Schultergelenkes ist näherungsweise konstant [81].
- Bei Punkt-zu-Punkt-Bewegungen wird die Hand auf einer geraden Bewegungsbahn mit glockenförmigem Geschwindigkeitsprofil geführt [82].
- Die Bewegungszeit weist eine lineare Abhängigkeit zu den Gelenkwinkeldifferenzen auf. Das Gelenk mit der größten Differenz zum Zielwinkel startet die Bewegung zuerst [83].
- Die Bewegungsart und Anzahl der Wiederholungen gibt die Bewegungszeit vor. Trainierte Greifbewegungen werden schneller ausgeführt als Transportbewegungen mit hoher Last. [84].
- Manipulatoren mit redundanten Freiheitsgraden haben in ihrer Ausführung menschlicher Bewegungen einen optimalen Verlauf der Gelenkwinkelstellungen. Die Kostenfunktionen zur Darstellung der Bewegungen haben eine parabelförmige Gestalt mit einem eindeutigen Extremum [85].
- Bewegungen im Gelenkraum hängen stark von der Anfangsstellung und dem Zielpunkt ab [86]. Es existieren sowohl lokale als auch globale Steuerungsregeln für die Ausführung der Bewegungen.

Die Gültigkeit dieser Beschreibungen wurde in der Literatur durch Probandenstudien überprüft [87]. Aus den Erkenntnissen werden im weiteren Verlauf der Arbeit individuell anpassbare Kostenfunktionen synthetisiert und für eine reproduzierbare Bewegungsplanung und -regelung für das Exoskelett verwendet.

Die für eine Bewegung aufgebrachte mechanische Leistung in den einzelnen Gelenken ist neben der Winkelgeschwindigkeit noch von einem Drehmoment abhängig. Dieses wird durch eine entsprechende Kontraktion der beteiligten Muskelgruppen erzeugt. In der Literatur finden sich dazu allgemeine Maximalwerte und bewegungsabhängige typische Wertebereiche. Die maximalen Drehmomente im Handgelenk beim Greifen von Gegenständen liegen zwischen 6...8 Nm [88]. Für die Abduktion/Adduktion liegt der Bereich der aufzubringenden Kräfte an der Hand bei maximal 98/76 N, für die Flexion/Extension des Ellbogens bei 107/116 N und der Supination/Pronation bei 14/17 Nm über den gesamten Winkelbereich [89]. Die dargestellten Werte zeigen die Grenzen des menschlichen Körpers auf und bieten eine Orientierung beim Entwurf eines Exoskeletts zur Unterstützung des Menschen. Durch technische Einschränkungen im Aufbau des Manipulators hinsichtlich Kinematik, Aktorik und Energiebereitstellung muss dabei der Arbeitsraum und die mechanische Leistung beschränkt werden.

Für die Auslegung der Kinematik und Dynamik des Exoskeletts müssen für das Anwendungsszenario spezifische Einschränkungen vorgenommen werden. So wird der Bewegungsraum der einzelnen Gelenke (siehe Abschnitt 3.2.1) reduziert, um die Komplexität und das benötigte Bauvolumen der Gelenke zu reduzieren. Ebenso sind die Drehmomente und Geschwindigkeiten des Manipulators beschränkt, um das benötigte Gewicht für ein mobiles System einzuschränken. Um die Anforderungen hinsichtlich dieser Größen besser abschätzen zu können, werden daher typische Bewegungen des Alltags in [90] mit einem Motion Capture System analysiert und mittels eines dynamischen Modells des Oberarms die entsprechenden Drehmomente berechnet. Dabei wurden die Bewegungen, Arm auf Kopfhöhe heben, Objekt auf Hüftelebene bewegen, Wandtelefon abnehmen und auflegen, Essen mit Löffel (feiner Fingergriff) und Essen mit Löffel (grober Fausgriff) näher untersucht. Für den Entwurf des Exoskeletts spielen dabei die maximal auftretenden Gelenkwinkelgeschwindigkeiten und Drehmomente die wichtigste Rolle (siehe Tabelle 3.3). Eine ausführliche Auswertung der Versuche ist in Tabelle A.1 im Anhang zu finden. Die

Tabelle 3.3: Auswahl der kinematischen und dynamischen Maximalwerte für Winkelgeschwindigkeit und Drehmoment bei unterschiedlichen Armbewegungen nach [90].

	q_1	q_2	q_3	q_4	q_5	q_6	q_7
\dot{q} in deg/s	172	100	140	146	486	204	233
τ in Nm	10	9,6	3,1	3,8	0,04	0,4	0,2

Versuche beinhalten eine Mischung aus groben, feinen und kombinierten Bewegungen. Bei groben Bewegungen treten vor allem hohe Geschwindigkeiten im Schulter- und Ellbogengelenk ($q_1...q_4$) auf, bei feinen Bewegungen hingegen treten sie im Handgelenk ($q_5...q_7$) auf. Bei den kombinierten Bewegungen (z.B. c)) sind die Geschwindigkeiten gleich verteilt. Beim Drehmoment ist der dominante Anteil durch die Kompensation der Gewichtskraft gegeben, dynamische Bewegungen haben im Vergleich dazu einen geringen Einfluss. Eine veränderte Haltung der Hand führt dabei auch zu einem anderen Verlauf der Bewegung in der Schulter und einer damit zusammenhängenden Erhöhung des Drehmoments.

Die untersuchten Experimente zeigen, dass bei der Positionierung der Hand oder eines handgehaltenen Werkzeugs Schulter und Ellbogen für die grobe Ausrichtung und das Handgelenk für die feine Positionierung zuständig sind. Eine Beschränkung dieser Feinjustierung kann begrenzt durch die ersten Gelenke der Kinematik kompensiert werden. Dies führt allerdings zu höheren Drehmomenten. Da der Großteil des Drehmoments für den niederfrequenten Ausgleich der Gewichtskraft benötigt wird, sollte bei der Ausführung von Bewegungen bei kraftintensiver Interaktion mit der Umgebung auf eine Gelenkstellung mit reduzierter Gewichtskraft geachtet werden.



4 Entwurf eines kollaborativen Exoskeletts

Für die Untersuchung der Mensch-Exoskelett-Kollaboration ist die Realisierung eines Exoskelett-Prototyps notwendig, um eine individuelle Anpassung von Software und Hardware zu ermöglichen. Die Gestaltung des Prototyps basiert auf einer begründeten Auswahl der Systemkomponenten sowie dem kinematischen und dynamischen Entwurf des Gesamtsystemes eines assistierten Exoskeletts. Zunächst werden die Anforderungen der einzelnen Systemkomponenten für die Positionierung des menschlichen Armes abgeleitet und fixiert. Diese führen zu einer entsprechenden Auswahl der benötigten Komponenten und Gestaltung des Gesamtsystems. Dabei wird ein modulares System für die einzelnen Sensor/Aktor-Knoten entworfen, um einen hohen Grad an Flexibilität hinsichtlich der Skalierbarkeit des Systems zu erreichen. Für dessen mathematische Beschreibung werden geeignete Methoden für die kinematische und dynamische Modellbildung vorgestellt und im Detail für die Anwendung auf ein robotisches Exoskelett hergeleitet sowie experimentell validiert.

4.1 Systemkomponenten und mechanische Konstruktion

Für den technischen Entwurf des kollaborativen Exoskeletts werden zunächst allgemeine Zielparameter definiert und quantisiert, um die aus der Anwendung abgeleiteten Anforderungen einhalten zu können (siehe Tabelle 4.1). Auf dessen Basis wird eine Mehrkörpersimulation des Manipulators durchgeführt und so iterativ die Aktorik, Gelenke und Verbindungsstreben dimensioniert. Eine besondere Herausforderung stellt die Abstimmung der einzelnen Systemkomponenten aufeinander dar. So wird für den Entwurf auf einen hohen Grad an Modularität und Skalierbarkeit der Komponenten für die Integration in das Gesamtsystem geachtet. Während die mechanische Struktur und Aktorik für den Schulterbereich hohen mechanischen Belastung standhalten und hohe Leistungen aufbringen müssen, ist im Bereich des Handgelenks ein geringes Gewicht und hohe Positioniergenauigkeit essentiell. Dabei müssen alle Aktoren

Tabelle 4.1: Quantisierte Anforderungen an die Systemkomponenten für den Entwurf eines kollaborativen Exoskelett.

Bereich	Anforderung	Ziel
Kinematik	Berechnung der Kinematik in Verbindung mit der menschlichen Anatomie eindeutig lösbar	7 DoF
Mechanik	Geringes Gewicht zur Entlastung der Wirbelsäule Geringer Positionsfehler am Endeffektor	< 7 kg < 50 mm
Aktorik	Gelenkdynamik bei Positionsvorgabe Mindestkraft am Endeffektor Mögliche Kompensation des Arm-Eigengewichtes	180°/s 20 N ca. 4,5 kg
Sensorik	Bestimmung der Gelenkwinkel und -momente Messung der relative Position des Endeffektors zu Objekten Bestimmung der Interaktionskräfte am Endeffektor	±2 % v. E. ±1 % v. E. ±2 % v. E.
Regelung	Punkt zu Punkt Bewegungen im freien Raum Anpassung der Bewegung an das Nutzerverhalten	> 100 mm/s ±20°
System	Planung und modellbasierte Regelung in Echtzeit Integrierte Elektronik, Echtzeitrechner und Akku	2 kHz -

gleichzeitig mit hoher Taktrate und in Echtzeit angesteuert, sowie parallel alle Sensoren an verschiedenen Punkten ausgewertet und in einem zentralen Rechnersystem verarbeitet werden.

Um das Exoskelett kongruent mit den Drehachsen des Armes bewegen zu können, wird eine serielle Kinematik mit sieben Freiheitsgraden gewählt. Serielle Manipulatoren unterscheiden zu parallelen Manipulatoren durch eine offene kinematische Kette. Während sich parallele Kinematiken durch hohe Steifigkeit, Positioniergenauigkeit, Dynamik und große Traglasten auszeichnen, erreichen serielle Kinematiken einen größeren Arbeits- und Bewegungsraum [44, 91]. Eine Parallelkinematik, welche den Bewegungsraum des menschlichen Arms abdecken kann, benötigt im Vergleich zu einer seriellen Struktur den vielfachen Bauraum und Gewicht. Die kinematische Struktur ist am Rücken durch einen Schulter- und Hüftgurt sowie am Ober- und Unterarm durch eine Manschette mit dem Körper verbunden. Zusätzlich gibt es einen Griff, welcher sowohl als Verbindung für die Hand, als auch für ein Werkzeug dient. Für den mobilen Einsatz des Systems muss besonders auf ein geringes Gesamtgewicht geachtet werden, um den Rücken, Hüfte und Beine des Bedieners zu entlasten. Das Gewicht des Exosketts hängt maßgeblich von dessen aufzubringender mechanischen Leistung und gewünschten Steifigkeit ab. Die Auslegung der einzelnen Komponenten wie Motor, Getriebe, Lager und Verbindungselemente erfolgt iterativ, da sich die Parameter mechanische Leistung, Gewicht und Steifigkeit in der seriellen Kette gegenseitig beeinflussen. Neben der gewünschten Dynamik, d.h. die Gelenkwinkelgeschwindigkeit der Drehachsen, muss ein bestimmtes Drehmoment durch die Motor-Getriebe-Einheit der jeweiligen Drehgelenke bereitgestellt werden können. Dieses setzt sich einerseits aus den Beschleunigungen der eigenen Masse des Exosketts und einer am Endeffektor aufzubringenden Interaktionskraft zusammen. Alternativ zum Aufbringen einer Kraft soll der Manipulator in der Lage sein, die Gewichtskraft des Armes zu kompensieren. Bei ausgestrecktem Arm verursacht dessen Masse ein Drehmoment von 15,45 Nm in der ersten Achse. Das Aufbringen einer statischen Maximalkraft am Endeffektor benötigt mit 15,74 Nm ein ähnliches Drehmoment.

Um die weiteren Drehmomente in den einzelnen Achsen während des dynamischen Betriebes abschätzen zu können, wird zunächst ein vereinfachtes Modell aus Verbindungselementen und Gelenken mit dem Mehrkörpersimulationswerkzeug Simscape Multibody (MATLAB, The MathWorks, Inc.) erstellt. Für die Verbindungsstreben, angefangen bei der Schulter, werden zunächst einfache Alukörper mit einer Masse von 0,4...0,2 kg für die Achsen 1...7 verwendet. Die Massen der Motor-Getriebe Einheiten werden mit 1...0,2 kg angenommen und ein Werkzeug am Endeffektor mit 1 kg. Da die statische Gelenkstellung und dynamischen Beschleunigungen einen wesentlichen Einfluss auf die Gelenkmomente, besonders die der Schulter, haben, werden eine Vielzahl von Bewegungen mit unterschiedlichen Winkelgeschwindigkeiten in Betrag, Frequenz und Phase zueinander durchgeführt. Aus den resultierenden Drehmomentverläufen können so die maximalen und durchschnittlichen Drehmomente bestimmt werden (siehe Tabelle 4.2).

Zusätzlich treten in den Gelenken Kippmomente auf, welche zwar nicht zu einer Bewegung führen,

Tabelle 4.2: Momente der Gelenke auf Basis dynamischen Simulationen zufälliger Bewegungsmuster.

Achse	1	2	3	4	5	6	7
Nennmoment [Nm]	13	14	9,5	7	3,5	2,8	0,7
Max. Moment [Nm]	29	26	20,5	15	9,5	5	2

jedoch über die Lager bzw. Getriebe aufgenommen werden müssen. Die höchsten Kippmomente treten in der seriellen Kette in den ersten beiden Gelenken der Schulter mit 28 Nm und 10,5 Nm auf. Entsprechend der ermittelten Momente in den Drehachsen werden Motor-Getriebe Kombinationen ausgewählt und deren Massen in der Simulation aktualisiert. Dabei muss überprüft werden, ob durch eine Erhöhung der Masse für eine Achse die Drehmomente der ausgewählten Antriebe noch ausreichen. Bei der Wahl der Motoren ist zu beachten, dass für das geforderte Nenndrehmoment die Drehzahl in dessen Dauerbetriebsbereich und das maximale Moment im Kurzzeitbetriebsbereich liegt.

Motor-Getriebe Einheit

Die Auswahl der Motor-Getriebe Einheit hängt vom Konzept der Gelenkstruktur ab. Die Strukturen lassen sich in Direktantriebe (Antrieb und Gelenk in gleicher Achse), Schneckenrad-, Kegelrad-, Zahnrad- und Seilzugantriebe (Antriebsachse versetzt) sowie Linearantriebe, wie beispielsweise mit Spindelradgetriebe (Krafteinleitung über Hebelarm) kategorisieren. Die Gelenkstrukturen mit den jeweiligen Getriebe-lösungen werden hinsichtlich Gewicht, Baugröße, Gelenkspiel und Möglichkeit der Sensorintegration bewertet. Aus der Bewertung ergeben sich drei für den Aufbau eines Exosketts geeignete Lösungen, welche zu den genannten Anforderungen näher untersucht werden.

Beim *Direktantrieb* mit Spannungswellengetriebe sitzen Motor und Getriebe auf der Drehachse des Gelenkes. Das Wellgetriebe hat bei hoher Untersetzung eine kompakte Bauform und kommt daher in der (Leichtbau-) Robotik, auch wegen einer guten Kompensation von Kippmomenten und des geringen Spiels ($< 1,5$ arcmin), vermehrt zum Einsatz. Ein Motor treibt den elliptischen Wellengenerator an, dieser verformt den aus einem elastischen Stahlring bestehenden Flexspline mit einer Außenverzahnung (siehe Abbildung 4.1). Die Zähne greifen dabei in die Innenverzahnung des starren Abtriebrings. Das Verhältnis der Zähneanzahl des äußeren ($n_1=202$) und inneren Rings ($n_2=200$) gibt die Untersetzung vor ($i=100$). Je nach Untersetzung bzw. Schmierung sind sie durch Überwinden eines Losbrechmoments von $0,1 \dots 5$ Nm auch rückwärts antreibbar. Eine Messung des Reaktionsmoments ist mit erhöhtem Konstruktionsaufwand auf der Abtriebsseite oder direkt auf dem Flexspline möglich.

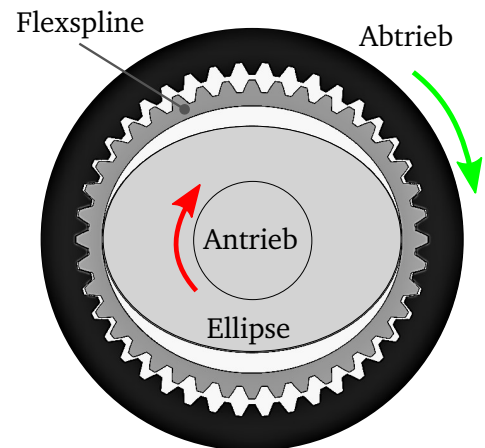


Abbildung 4.1: Funktionsprinzip Wellgetriebe.

Der *Seilzugantrieb* kombiniert zwei Untersetzungsstufen miteinander, um das benötigte Drehmoment im Gelenk aufbringen zu können. Hierbei wird das Moment über ein auf den Motor montiertes Planetengetriebe untersetzt und anschließend von einer Rolle mit kleinem Radius auf eine mit größerem Radius übertragen (siehe Abbildung 4.2). Beide Rollen sind über ein Drahtseil verbunden. Das Verhältnis beider Radien definiert dabei die Untersetzung. Dadurch eignen sich Planetengetriebe mit geringer Untersetzungsstufe von bspw. $1:14$ für diesen Antrieb. Bei ausreichender Vorspannung des Seils, welche das Seil auf der Antriebsrolle haften lässt, ist eine spielfreie Kraftübertragung gegeben. Im Vergleich zum Direktantrieb benötigt dieses Konzept zwar einen größeren Bauraum, allerdings ergibt sich die Möglichkeit einer Reduktion des benötigten Gesamtvolumens durch exzentrische Positionierung des Motors. Ein wesentlicher Vorteil bietet die Struktur des Seilzugantriebes für die Integration DMS-basierter Sensorik, um so das Gelenkmoment zu messen.

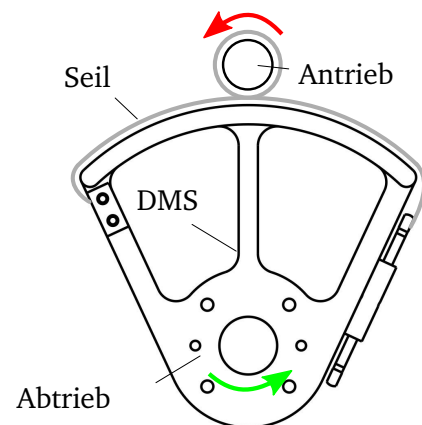


Abbildung 4.2: Funktionsprinzip Seilzugantrieb.

Der *Linearantrieb* stellt eine bionische Antriebslösung dar, in dem ähnlich zum menschlichen Muskel eine translatorische Kraft über einen Hebel in das Gelenk eingekoppelt wird. Hierbei wird eine neu seriell-elastische Antriebsform des *Twisted String* Aktors [92] gewählt, bei dem einige parallel gespannte Kunststoffschnüre auf der einen Seite an einem schnell drehenden Motor und auf der anderen Seite an einer Linearführung befestigt sind (siehe Abbildung 4.3). Dreht sich die Motorachse, so werden die Schnüre in Form einer Helix ineinander verdreht, wodurch sich das Gespann verkürzt und eine Kraft

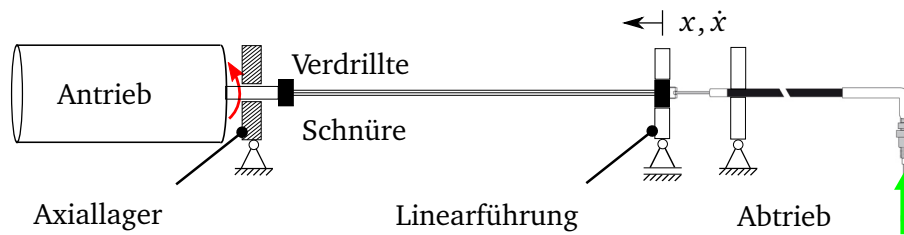


Abbildung 4.3: Funktionsprinzip des *Twisted String* Aktors.

am Ende des Schlittens der Linearführung aufbringt. Bei Versuchen mit einem Motor von 17 mm Durchmesser wird so bei einem Nennmoment von 33 mNm eine Zugkraft von 80 N erreicht. Zwischen der Verkürzung der Schnüre und dem Drehwinkel besteht ein nichtlinearer Zusammenhang. Ebenso steigt die Elastizität des Antriebes nichtlinear mit dessen Verkürzung [93]. Aus den Untersuchungen ergibt sich, dass für genaue Positionieraufgaben bei Exoskeletten dieses Antriebskonzept nicht geeignet ist, jedoch rein kraftunterstützende Systeme damit realisiert werden können [94].

Der Vergleich der möglichen Antriebsarten zeigt, dass der Direktantrieb mit Wellgetriebe hinsichtlich Kompaktheit, Robustheit und Dynamik am vielversprechendsten ist. Dabei wird der Gelenkwinkel über den Motorencoder mit einer Auflösung von 10 bit bestimmt. Aus der Auflösung und dem Getriebe-spiel ergibt sich ein maximaler Gelenkwinkelfehler von $0,0285^\circ$. Das Seilzug-Getriebe bietet den Vorteil der DMS-basierten Sensorintegration direkt in die Gelenkstruktur. Zudem erleichtert dieser Ansatz den Entwurfs- und Fertigungsprozess der Gelenke und Verbindungselemente. Aus diesen Gründen wird für die Evaluation der Planungs- und Regelungsmethoden der Mensch-Exoskelett-Kollaboration vorab ein Prototyp mit sieben Freiheitsgraden (7 DoF) auf Basis des Seilzugantriebes aufgebaut. Zusätzlich wird ein Leichtbau-Exoskelett für die drei Freiheitsgrade der Schulter mit Wellgetrieben realisiert, um einen hohen Integrationsgrad für mobile Anwendungen zu erreichen.

Serielle Verbindungsstreben

Zur Abbildung der Anatomie des menschlichen Armes, werden die Antriebe der Gelenke parallel zum Körper laufend durch Streben miteinander verbunden. Die Wahl geeigneter Materialien für dessen Konstruktion trägt dabei wesentlich zur gezielten Leichtbauweise bei. Eine wichtige Anforderung für tragbare Exoskelette ist das optimale Verhältnis aus Elastizitätsmodul (E-Modul) und Festigkeit bezogen auf die Dichte. Das Ziel ist eine hohe Steifigkeit des Gesamtsystems bei gleichzeitig niedrigem Gewicht zu sichern.

Gängige Metalllegierungen weisen ähnliche Verhältnisse aus E-Modul/Dichte und Zugfestigkeit/Dichte auf, wie etwa Aluminium (26 Nm/g und 111 Nmm/g), Stahl (27 Nm/g und 141 Nmm/g) und Titan (24 Nm/g und 178 Nmm/g) auf. Im Vergleich dazu schneiden Faserverbundwerkstoffe, wie kohlenstofffaserverstärkter Kunststoff (CFK) (100 Nm/g und 600 Nmm/g) und Glasfaserverstärkter Kunststoff (23 Nm/g und 360 Nmm/g), deutlich besser ab. Zusätzlich ist die Möglichkeit der einfachen Verarbeitung der Werkstoffe beim Aufbau von Exoskeletten wichtig, um Komponenten wie Aktoren, Elektronik und Kabelführungen montieren zu können. Aus den genannten Gründen wird für die seriellen Verbindungsstreben eine Kombination aus CFK und Aluminium verwendet (siehe Abbildung 4.4).

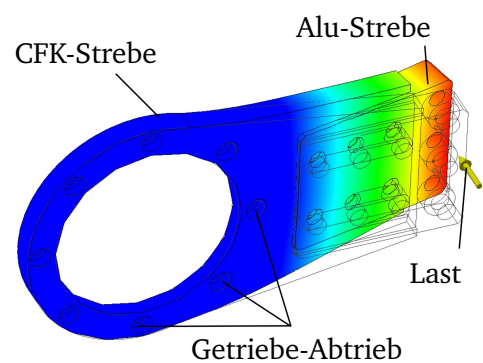


Abbildung 4.4: Aufbau der hybriden Verbindungsstrebe.

Beide Teile sind ineinander verschiebbar, um so die Gelenkachsen für unterschiedliche Körpergrößen ausrichten zu können. Für die erste Gelenkstrebe in der Schulter ergeben sich Quer-Kräfte/Momente von bis zu 70 N bzw. 40 Nm durch das Eigengewicht und die Last am Exoskelett. Die maximale Auslenkung beträgt bei der CFK-Strebe 0,2 mm und bei der hybriden Struktur < 1 mm. Da Verbundwerkstoffe wie CFK ein anisotropes Werkstoffverhalten aufweisen, für das Exoskelett aber vereinfacht eine unidirektionale Belastung angenommen werden kann, werden die Fasern in einem quasiisotropen Verbund (-60°, 0°, 60°) angeordnet. Mit Hilfe der Laminatberechnung (siehe [95]) kann so das E-Modul für die simulative Auslegung der Streben bestimmt werden. Zur Evaluation dieses Ansatzes wird das E-Modul für einen Kreuzverbund (0°, 90°) analytisch und experimentell (4-Punkt-Biegeversuch) bestimmt [96]. Es ergibt sich ein Biege-E-Modul von 105 GPa mit einer Abweichung von < 1 %.

Drehgelenk

Die Drehachsen für die Rotation des Schultergelenks und der Elle/Speiche verlaufen jeweils längs des Ober- bzw. Unterarmes. Die Abbildung dieser Drehachsen durch das Exoskelett stellt dadurch eine besondere Herausforderung dar. Ein Wälzlager mit Seilzug ermöglicht hierbei eine spielfreie und reibungsarme Lösung mit hoher Steifigkeit des Gelenks.

Für den unteren Teil des Exoskeletts müssen durch das Gelenk Quermomente von bis zu 16 Nm aufgenommen und ein Haltemoment von 3,5 Nm bereitgestellt werden. Üblicherweise besitzen Wälzlager eine über 360° verteilte geschlossene Struktur, um diese Momente aufnehmen zu können. Zur Einsparung von Gewicht wird hierzu ein modifiziertes Lager mit zwei parallel zueinander ausgerichteten Kugellager mit geschliffenen Laufringen entwickelt, welches ausschließlich den nötigen Arbeitsraum von 180° abdeckt. Dabei läuft der Innenring über die zwei Kugelkäfige innerhalb des Außenrings bis zu einem mechanischen Anschlag entlang (siehe Abbildung 4.5). Das Gesamtgewicht inklusive Motor mit Planetengetriebe beträgt 0,5 kg bei einem Winkelbereich $\pm 90^\circ$ und einer maximalen Drehgeschwindigkeit von 180°/s. Für ein optimales Verhältnis aus geringer Reibung und Spiel wurde der ideale Abstand beider Außenringschalen experimentell bestimmt. Dafür wurden Abstandshalter aus Edelstahl Halbschalen mit einer Stärke von 0,4 mm bis 0,8 mm in 0,1 mm Schritten gelasert. Die Funktion des Lagers wurde somit für jede Stärke getestet, damit die Kugelkäfige exakt auf den Laufringen abrollen können.

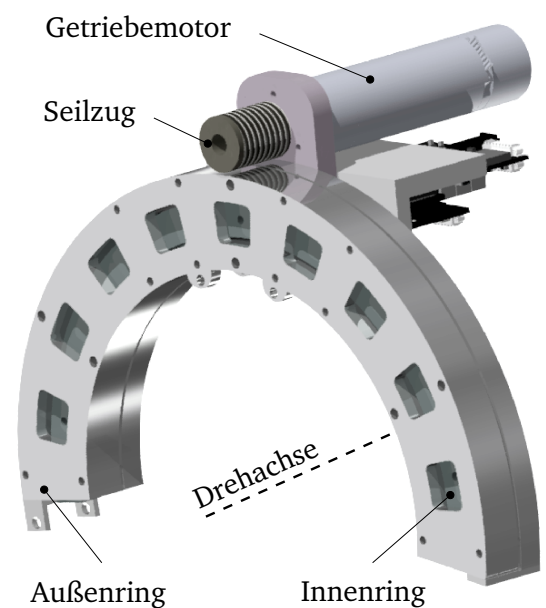


Abbildung 4.5: Aufbau eines Drehgelenks.

Motorsteuerung

Jede durch einen BLDC-Motor angetriebene Achse benötigt eine eigene Steuerung, welche den jeweiligen Anforderungen an Maximal- und Nennstrom für das aufzubringende Drehmoment entspricht. Die flexible Regelung unterschiedlich kommutierter Motoren in Kraft-/Geschwindigkeits- oder Positionsmodus fordert eine komplexe Elektronik mit entsprechender Software zur Kalibrierung auf die spezifischen Motorparameter. Die meisten kommerziellen Motorsteuerungen sind dabei in groß aufbauenden Gehäusen mit einer Vielzahl von Schnittstellen verbaut und somit lediglich für eine zentrale Positionierung (bspw.

auf dem Rücken oder in einem Schaltschrank) geeignet. Durch die sternförmige Anbindung der einzelnen Achsen werden eine Vielzahl von Kabeln für die Übertragung der Motorleistung und Sensordaten benötigt. Dadurch erhöht sich das Gewicht des Manipulators und die Bewegung wird eingeschränkt.

Aus diesem Grund wird in dieser Arbeit ein dezentraler Ansatz gewählt, bei dem die Motorsteuerung direkt an der Achse sitzt und neben dem Encodereingang auch eine Drehmomentmessung ermöglicht [97]. Das entwickelte Elektronikmodul besteht aus der Motorsteuerung iPOS4808 (Version MY-CAT-STO der Firma TECHNOSOFT), einer Schaltung rund um den Signal Conditionier ZSC31050 (Firma Renesas Electronics Corporation) und einem Motherboard inkl. EtherCAT Busanbindung und Energiemanagement (siehe Abbildung 4.6).

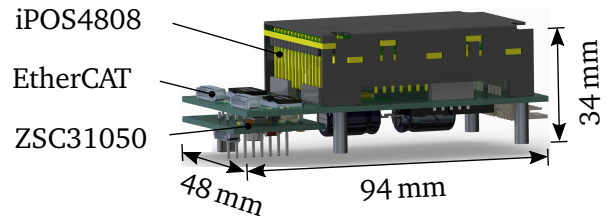


Abbildung 4.6: Aufbau der Motorsteuerung.

Der Signal Conditionier wird über einen analogen Ausgang mit der Motorsteuerung verbunden und so das Drehmomentsignal neben den Zustandsgrößen der Steuerung in den Bus eingebunden. Die Elektronik ermöglicht eine ratiometrische DMS-Vollbrücken- bzw. Dreileitermessung mit einer 5 V Referenzspannungsquelle zur Versorgung der Messbrücke. Durch die kurze Distanz zwischen Drehmomentsensor und Elektronik liegt der Leitungswiderstand für Hin- und Rückleiter bei ca. $0,5 \Omega$, was bei gegebener Versorgungsspannung einen relativen Fehler von 0,3 % mit einer Zweileitermessung verursacht. Am Eingang wird durch einen differentiellen Tiefpass der Rauscheinfluss auf die Brückenspannung reduziert. Das System ist symmetrisch für eine hohe Gleichtaktunterdrückung gegen elektromagnetische Feldeinkopplung von 50 Hz aufgebaut. Der Verstärker ist für einen Kennwert von 2 mV/V ausgelegt und digitalisiert das Brückensignal mit einer Taktrate von 2 kHz. Der maximale relative Fehler der Schaltung nach Kompensation des Offsets- und Linearitätsfehlers des Signal Conditioniers beträgt 0,3 %.

Sensorelektronik

Zusätzlich zum Drehmoment und Drehwinkel werden über den Manipulator verteilt weitere Zustandsgrößen gemessen. Für die Bestimmung der Lage des Exoskeletts relativ zum Erdschwerefeld wird eine inertielle Messeinheit (Typ BNO055 der Firma Bosch Sensortec) verwendet.

Außerdem werden 6 Kanäle für den Anschluss von EMG Sensoren (siehe Kapitel 5.4) bzw. Flexsensoren [98] mit einem Analog-Digital Konverter (ADC, *analog-digital converter*) (Typ MCP3208 12 bit der Firma Microchip) bereitgestellt. Die Sensorsignale werden auf einem Mikrocontroller (Typ SAMD21 Cortex-M0 + 32 bit ARM) vorverarbeitet und für eine EtherCAT Busschnittstelle (Typ EasyCAT Pro der Firma AB&T) konditioniert (siehe Abbildung 4.7). So ist eine Übertragung der Sensorsignale des Knotens mit einer Taktfrequenz von 2 kHz in Echtzeit möglich.

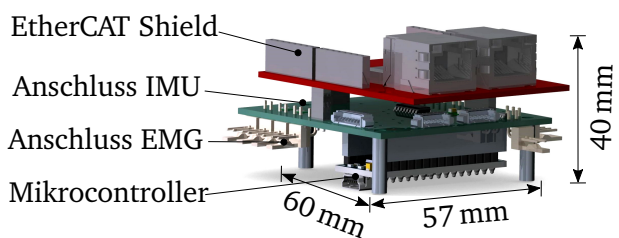


Abbildung 4.7: Aufbau Sensorelektronik

Gesamtsystem

Für die Evaluation der Modelle und Regelungsstrategien wird ein Prototyp des Exoskeletts aus Aluminiumstreben und Seilzuggetrieben mit sieben aktiven Freiheitsgraden aufgebaut (siehe Abbildung 4.8).

Der Ansatz der seriellen Struktur mit 7 DoF wird für mobile Anwendungen zu einem Leichtbau-Exoskelett mit einer hohen Integrationstiefe der Sensor-Aktor-Systeme überführt (siehe Abbildung 4.9). Für die Ansteuerung der Gleichstrommotoren werden kommerzielle Motorsteuerungen mit Positionsregelung, Brückenauswertemodule und Mikrocontroller für inertielle Messeinheiten (IMU, *inertial measurement unit*) und Winkencoder auf dem Rücken montiert. Davon gehen insgesamt 154 Leitungen zu den einzelnen Achsen des Exoskeletts und zu dem Werkzeug am Endeffektor.

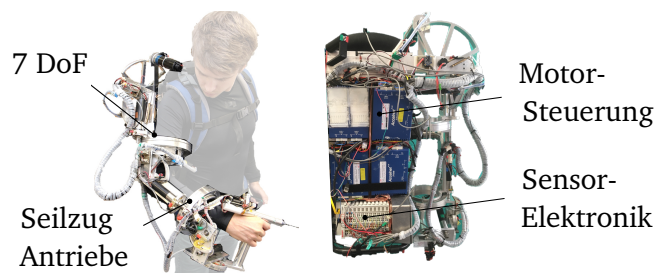


Abbildung 4.8: Kinematik (links) und Steuerelektronik (rechts) des 7 DoF Exoskelett.

Die Motorsteuerungen und Sensorelektroniken kommunizieren über den Echtzeit-Feldbus EtherCAT mit dem Real-Time Simulink Target Rechner, welcher ebenfalls an der Rückenbefestigung montiert ist. Im Vergleich zu reinen Ethernet Lösungen erhält jeder Teilnehmer bei EtherCAT nur die für ihn bestimmten Daten. Die Topologie wird mit *Process Data Objects (PDOs)* für jeden Teilnehmer in XML festgelegt und muss bspw. bei neu hinzugefügten Sensorknoten aktualisiert werden. Die Zykluszeiten betragen $\leq 100 \mu s$ bei einem Jitter von $\leq 1 \mu s$ [99]. Das globale Planungs- und Regelungssystem taktet mit einer Frequenz von 2 kHz. Bei der Programmierung der Software zur Kraft-/Positionsregelung (Low-level control) in der Motorsteuerung, sowie der Implementierung von Algorithmen für Modelle, Pfadplanung und Regelung des Gesamtsystems (High-level control) muss auf die Einhaltung der Echtzeitanforderungen geachtet werden. Die Abfrage der Sensordaten, Verarbeitung und alle weiteren Berechnungen, sowie die

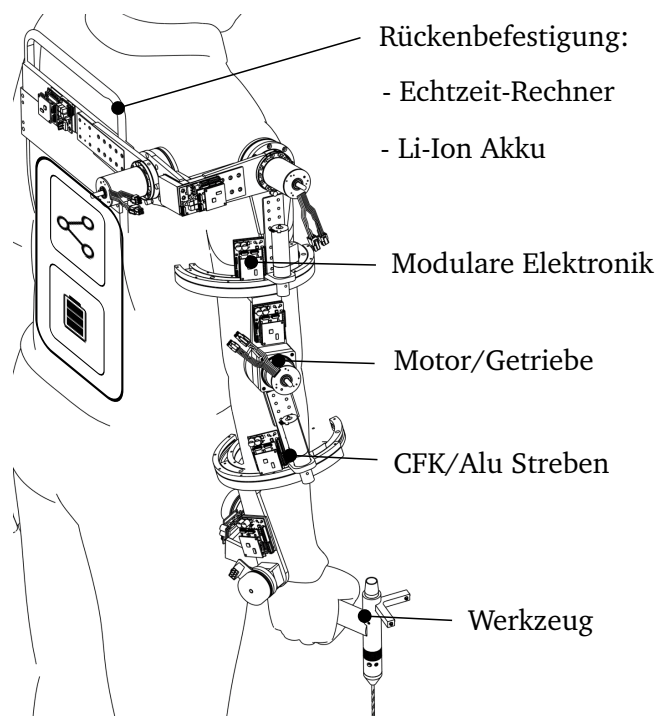


Abbildung 4.9: Leichtbau-Exoskelett aus CFK/Alustreben mit einer speziell entwickelten Elektronik-Topologie bestehend aus verteilten Knoten für die Motorsteuerung und Sensordatenauswertung. Das mobile System wird am Rücken wie ein Rucksack getragen, wo sich der Echtzeit-Rechner, ein 48 V Li-Ion Akku sowie eine Leistungselektronik für die weiteren Spannungsebenen 24 V, 12 V und 5 V befinden.

Ansteuerung der Motoren muss dabei innerhalb der Zykluszeit, vorgegeben durch die Taktrate, erfolgen. An den Target Rechner kann ein Monitor angeschlossen werden, um die aktuellen Zustände und zeitlichen Verläufe der Zustandsgrößen von Aktoren und Sensoren darzustellen. Das System wird von einem zentralen Host-Rechner sowie eine dafür entwickelten grafischen Benutzeroberfläche bedient und über ein externe Netzteil mit 48 V versorgt. Die Programmierung erfolgt mit MATLAB, Simulink bzw. C++. Das Leichtbau-Konzept sieht im Vergleich zum Prototyp mit Aluminiumstreben und der zentralen Steuereinheit die beschriebene verteilte Lösung in Form von Elektroniknoten für die Motorsteuerung und Sensordatenauswertung vor.

4.2 Kinematische Modellierung

Für die Beschreibung der Bewegungen des seriellen Manipulators im dreidimensionalen Raum wird ein kinematisches Modell entworfen, dass die Transformationen aller beweglichen Koordinatensysteme von der starren Rückenbefestigung bis zum Manipulator in Abhängigkeit der variablen Gelenkwinkel beschreibt. Die Vorwärtskinematik des Exoskeletts wird dabei vollständig mit der *Denavit-Hartenberg* (DH) Konvention beschrieben (siehe Abbildung 4.10 und Tabelle 4.3). Daraus lassen sich bei bekanntem Basiskoordinatensystem aus den Gelenkwinkeln die entsprechenden Endeffektorposen berechnen. Weiter dient es als Basis für die invers-kinematische Beschreibung sowie der dynamischen Modellierung des realen Exoskeletts.

Tabelle 4.3: DH Parameter des seriellen Manipulators mit sieben Freiheitsgraden.

Parameter	A_1^0	A_2^1	A_3^2	A_4^3	A_5^4	A_6^5	A_7^6	A_8^7
θ_i in rad	0	$q_1 + \frac{\pi}{2}$	$q_2 - \frac{\pi}{2}$	q_3	q_4	q_5	$q_6 - \frac{\pi}{2}$	q_7
d_i in mm	170	-146	0	-272,1	0	-271,65	0	69
a_i in mm	85	0	0	0	0	0	-4	233,2
α_i in rad	$\frac{\pi}{2}$	$\frac{\pi}{2}$	$-\frac{\pi}{2}$	$\frac{\pi}{2}$	$-\frac{\pi}{2}$	$\frac{\pi}{2}$	$-\frac{\pi}{2}$	0
Δq_i in deg	-	100	90	180	105	150	40	90

Für die initiale Gelenkstellung wird eine natürliche Ausgangsstellung der Achswinkel $q_{i,0}$ des am Oberkörper anliegenden Armes mit $\theta_{i,0} = [0 \quad \frac{\pi}{2} \quad -\frac{\pi}{2} \quad 0 \quad 0 \quad 0 \quad -\frac{\pi}{2} \quad 0]^T$ gewählt. Der Arbeitsraum des Exoskeletts stellt ein Volumen dar, in dem der Endeffektor eine beliebige Position anfahren kann. Begrenzt wird der Arbeitsraum über die geometrischen Anordnungen der Verbindungsglieder und Winkelrestriktionen der Gelenke. Er wird unterteilt in den *erreichbaren* und *spezifischen* Arbeitsraum. Ersterer beschreibt den Raum, welcher mit mindestens einer Gelenkstellung bzw. Endeffektor Orientierung erreicht werden kann. Beim Letzteren ergeben sich eine Vielzahl von Möglichkeiten eine Position im Raum anzufahren. Die Güte des spezifischen Arbeitsraums wird durch Variation der Gelenkwinkel bestimmt und ist besonders für die Pfadplanung des Endeffektors relevant. Da der Arbeitsraum des Exoskeletts durch die Winkelbeschränkungen der Kinematik vorgegeben ist und an seinen Grenzen nur eingeschränkt Rotationen des Endeffektors zulässt, muss die Erreichbarkeit einer definierten Zielpose überprüft und gegebenenfalls durch eine neue Positionierung der Basis korrigiert werden. Die Positionierung des Werkzeuges erfolgt bei variabler Position und Orientierung in sechs Freiheitsgraden im Arbeitsraum r . Die Anzahl der aktiven Freiheitsgrade n des Manipulators ist mit sieben größer als die der Positionierungsaufgabe ($n > r$), das kinematische System ist daher intrinsisch redundant. Neben der Vorteile durch Umfahren von Hindernissen und Anpassung der Gelenkstellung bei gleichbleibender Endeffektorpose steigt damit auch der Berechnungsaufwand der Inverskinematik, was zu numerisch nicht lösaren

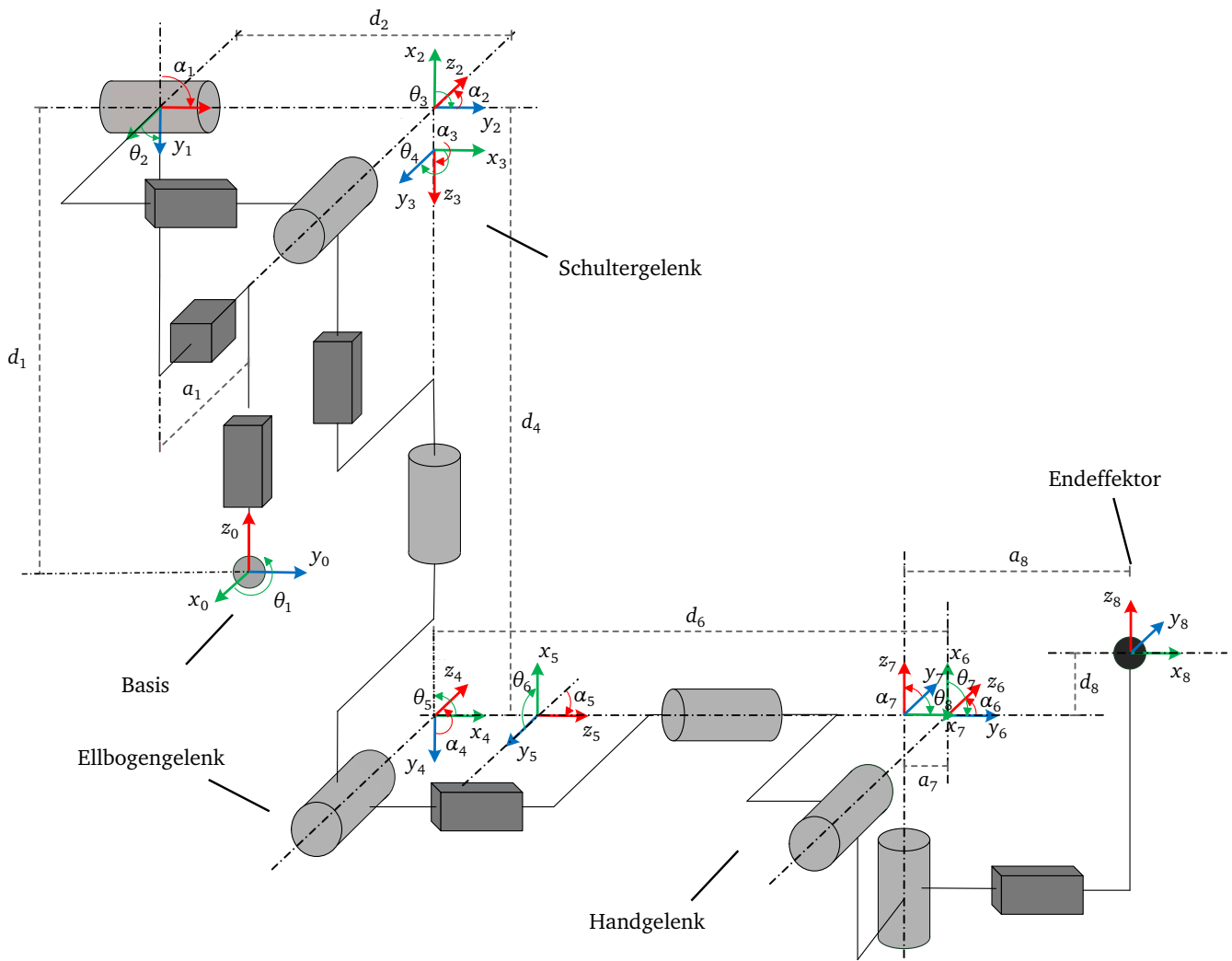


Abbildung 4.10: Koordinatentransformationen des Exoskeletts mittels Denavit-Hartenberg Konvention. Das Basiskoordinatensystem $\{x_0, y_0, z_0\}$ ist am Rücken und das Endeffektorkoordinatensystem $\{x_8, y_8, z_8\}$ an der Hand positioniert. Die 7 aktiven rotatorischen Freiheitsgrade (Zylinder) befinden sich in ihrer Ausgangsstellung, das Ellbogengelenk ist um 90° geneigt. Die 6 passiven translatorischen Freiheitsgrade (Quader) ermöglichen eine Adaption der kinematischen Struktur entsprechend der Körpergrößen, diese werden einmal an den Nutzer angepasst und in das Modell übernommen.

Trajektorien führen kann. Hierfür wird eine robuste Planungsmethodik im Arbeitsraum auf Basis des kinematischen Modells im weitere Verlauf der Arbeit genauer untersucht.

4.3 Dynamischer Entwurf des Manipulators unter Berücksichtigung des Nutzers

Für die Auslegung der elektrischen, mechanischen und sensorischen Komponenten des Exoskeletts wurde im Rahmen der Konzeption die, in der Anwendung zu erwartenden, statischen und dynamischen, Lasten abgeschätzt und simuliert. Für die Bestimmung von nicht direkt messbaren Zustandsgrößen und der Regelung des Manipulators wird ein analytisches Modell aufgestellt und eine Parameteridentifikation auf Basis des realen Exoskeletts durchgeführt. Dazu müssen zunächst alle Wirkmechanismen aufgeführt und deren Einflüsse auf das dynamische Verhalten analysiert werden. Für die Modellierung wird zu-

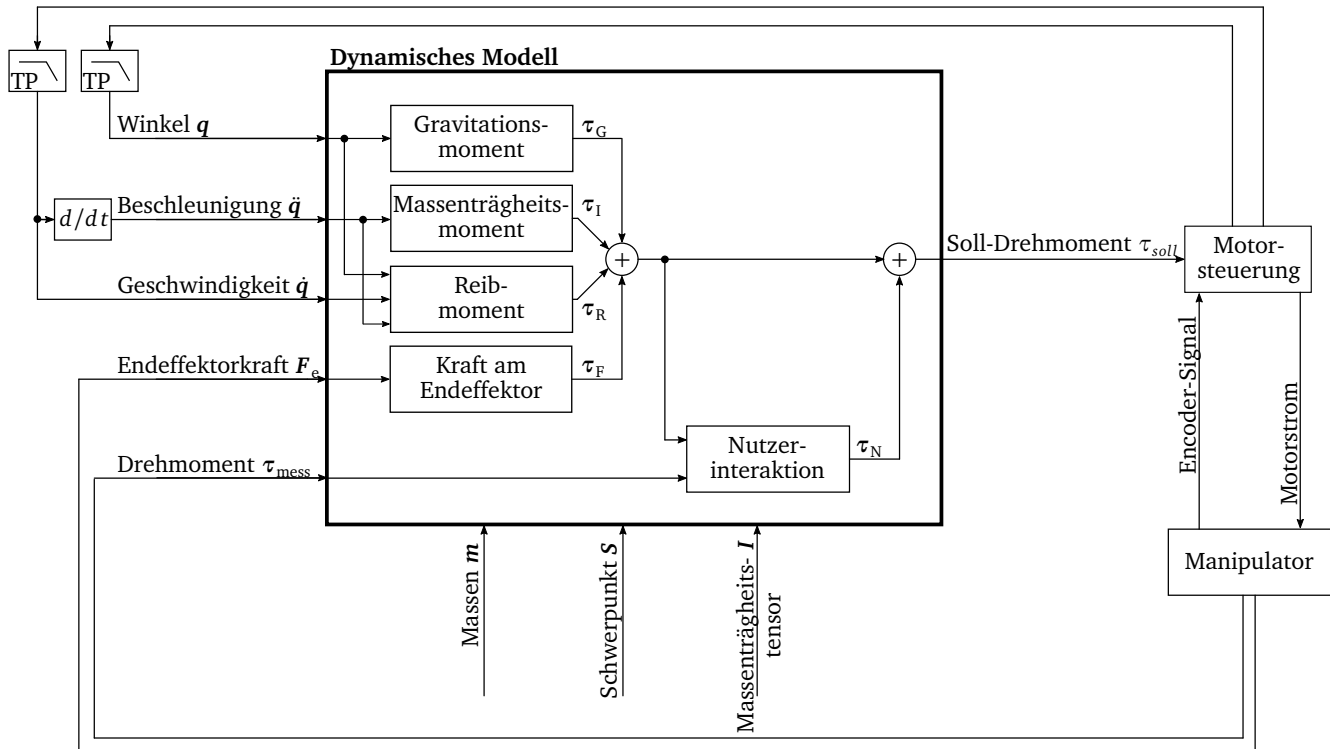


Abbildung 4.11: Zustandsraumdarstellung der Zustandsgrößen und dynamischen Übertragungssysteme des Exosketts. Die Zustandsvektoren Winkel q , Winkelgeschwindigkeit \dot{q} und -beschleunigung \ddot{q} und die Endeffektorkraft F_e werden sensorisch bestimmt und stehen dem dynamischen Modell als variable Eingangsgrößen zur Verfügung. Zusätzlich gehen die statischen Größen wie Massen der Teilsegmente m_i , Schwerpunkte S_i , Massenträgheitsmomente I_i sowie weitere Konstanten zur Reibungsberechnung in das Modell. Neben dem dynamischen Verhalten des Manipulators und der Umgebungsinteraktion wird das Nutzermoment τ_N zur Bestimmung des Gesamtmoments τ_{sum} aufaddiert. Dieses wird als Eingangsgröße für die Regelung auf Systemebene und der Positionsregelung in der Motorsteuerung bereitgestellt. Das Nutzermoment kann aus der Differenz der dynamischen Eigenschaften τ_{dyn} und dem gemessenen Drehmoment τ_{mess} berechnet werden.

nächst, über die kinematischen Beziehungen, der mehrdimensionale Aktionsraum des Manipulators auf eine eindimensionale Betrachtung reduziert. Das Drehmoment in einer Drehachse setzt sich, wie in den Grundlagen (siehe Abschnitt 3.1.2) hergeleitet, aus dem Gravitationsmoment, Massenträgheitsmoment, Reibmoment sowie dem von außen aufgebracht Nutzermoment und der Endeffektorkraft zusammen (siehe Abbildung 4.11).

Die Qualität des dynamischen Modells hängt maßgeblich von dessen Parameteridentifikation ab, welche in Teilen am realen Aufbau durchgeführt und evaluiert wird. Die statischen Parameter Masse, Schwerpunkt, Trägheitsmoment und Reibkoeffizient sind durch das Modell mit den dynamischen Größen Winkelposition, -geschwindigkeit und -beschleunigung, gemessen über die Motorencoder, verknüpft. Zusätzlich werden die gemessenen Eingangsgrößen des Gelenkmoments und der Endeffektorkraft in das Modell mit einbezogen. Ziel der dynamischen Modellierung ist die Bereitstellung von Eingangsgrößen für einen stabilen Regelkreis. Abhängig von der gewünschten Anwendung kann dies beispielsweise das dynamische Verhalten des Manipulators für dessen Kompensation sein, so dass sich dieser ohne Widerstand frei im Raum bewegen kann. Ein weiteres Beispiel ist die Bestimmung der Nutzerinteraktion, um damit die Bewegungsvorgabe der Regelung zu beeinflussen.

4.3.1 Parameteridentifikation

Für die Parameteridentifikation werden allgemeingültige Verfahren für serielle Manipulatoren genutzt bzw. aufgestellt. Diese lassen sich in geometrische Berechnungsverfahren sowie experimentelle Versuche aufteilen. Insbesondere für die spezifische Konstruktion des Exoskeletts müssen die analytischen Beschreibungen Schritt für Schritt hergeleitet werden [100]. Basierend auf den Ergebnissen wird ein Simulationsmodell für nachfolgende Untersuchungen zur Mensch-Exoskelett-Kollaboration erstellt.

Gravitationsmoment

Ein Teil des, auf eine Drehachse des Manipulators wirkenden, Drehmoments wird durch die Masse der kinematischen Struktur und den Komponenten wie Motor und Getriebe hervorgerufen. Durch die Erdbeschleunigung resultiert ein Gravitationsmoment, das mit oder gegen die Bewegung des Manipulators wirkt. Das Moment ist abhängig von der rotatorischen Ausrichtung der Basis sowie der einzelnen Gelenkstellungen des Exoskeletts. Während der Anteil der Gravitation in der Drehachse mit in die Bewegungsgleichung aufgenommen werden muss, werden die Anteile der beiden weiteren Achsen durch die Lager der Drehachsen aufgenommen. Für die Berechnung des Momentes muss neben der Masse auch der Abstand des Schwerpunkts zur Drehachse bekannt sein. Dieser ändert sich, anders als die Masse selbst, kontinuierlich bei einer Bewegung des Manipulators und muss daher permanent neu berechnet werden. Zunächst wird der Abstand der Drehachse (nach DH-Konvention in der z-Achse gelegen) zum Schwerpunkt eines Gelenkes i mit S_{ix} , S_{iy} und S_{iz} bestimmt. Je nach Komplexität der dreidimensionalen Struktur kann dieser über Dichte und Volumen berechnet werden. Aus den Koordinaten wird der euklidische Abstand l_i und Winkel zur x-Achse α_i im initialen Zustand berechnet (siehe Abbildung 4.12a).

Im nächsten Schritt wird die Gelenkposition um den Winkel q_i geändert und der neue Schwerpunkt berechnet:

$$S_{iqx} = l_i \cos(q_i + \alpha_i), \quad S_{iqy} = l_i \sin(q_i + \alpha_i), \quad S_{iqz} = S_{iz}. \quad (4.1)$$

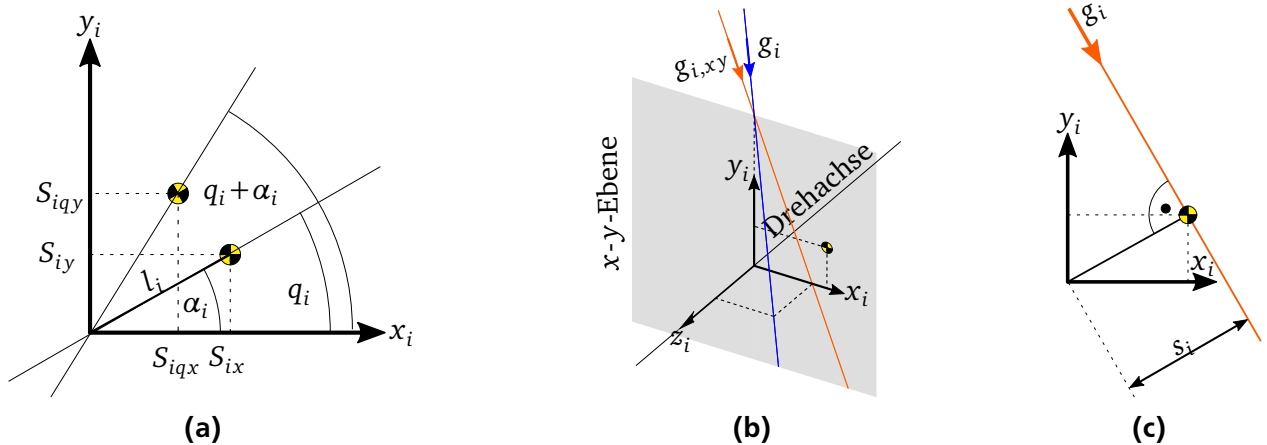


Abbildung 4.12: Bestimmung des Abstandes des Gravitationsvektors senkrecht zur Drehachse zum Mittelpunkt des Gelenkkoordinatensystem. (a) Abstand l_i und Winkel α_i des Schwerpunktes für $S_{iz} = 0$ im initialen Zustand und bei einem Gelenkwinkel q_i . (b) Transformation von g_i in die Ebene senkrecht zur Drehachse zu $g_{i,xy}$. (c) Verschiebung des Gravitationsvektors durch den Schwerpunkt und Bestimmung der euklidischen Distanz zum Mittelpunkt des Gelenkes.

Die Orientierung des Erdschwerefeldes wird durch eine inertielle Messeinheit, welche fest im Basiskoordinatensystem verbaut ist, bestimmt. Der Gravitationsvektor g wird in das jeweilige Gelenkkoordinatensystem i zu g_i transformiert, dabei ist lediglich die Rotation zu berücksichtigen und die Translation auf null zu setzen. Da die Gravitation in der z -Ebene durch das Lager im Gelenk aufgenommen wird und somit kein Moment in Drehrichtung verursacht, wird der Gravitationsvektor g_i auf die x - y Ebene zu $g_{i,xy}$ projiziert (siehe Abbildung 4.12b). Für die Berechnung des Drehmoments muss der Hebelarm zwischen Drehachse und Schwerpunkt s_i bekannt sein. Für dessen Bestimmung wird der Gravitationsvektor senkrecht zur Drehachse durch den Schwerpunkt gelegt und die euklidische Distanz zum Mittelpunkt des Gelenkkoordinatensystems berechnet (siehe Abbildung 4.12c).

Der Abstand des Schwerpunktes zur Drehachse ist abhängig von der aktuellen Gelenkwinkelstellung und wird mit dem vorzeichenbehafteten Anteil des Gravitationsvektors senkrecht zur Drehachse multipliziert. Die Richtung des Drehmoments in der gleichen Notation des Gelenkwinkelkoordinatensystems wird bestimmt, indem das Vorzeichen des Abstandes s_i relativ zur z -Achse (Drehachse) angegeben wird. Mit einer Hilfsebene $z - g_i$ durch den Ursprung und dessen Normalenvektor $\vec{n} = g_i \times \vec{e}_z$ wird der Abstand des Normalenvektors durch den Ursprung und durch den Schwerpunkt mit

$$s_i = \frac{\vec{n} * \vec{0} - \vec{n} * S_{iq}}{|\vec{n}|} \quad (4.2)$$

im Gelenkkoordinatensystem bestimmt. Der Anteil der Gravitation senkrecht zur Drehachse g_w wird über den Winkel β zwischen Drehachse und Gravitationsvektor g_i und der Länge des Gravitationsvektors g_i mit $g = 9,81 \text{ m/s}^2$ zu

$$g_w = g \sin \beta, \quad \text{mit} \quad \beta = \arccos \frac{g_i * \vec{e}_z}{|g_i| \cdot |\vec{e}_z|} \quad (4.3)$$

berechnet (siehe Abbildung 4.13a). Das resultierende Gelenkmoment $\tau_{G,i}$ abhängig von der auf das Gelenksegment mit der Masse m_i wirkend Gravitation berechnet sich mit

$$\tau_{G,i} = m_i \cdot s_i \cdot g_w. \quad (4.4)$$

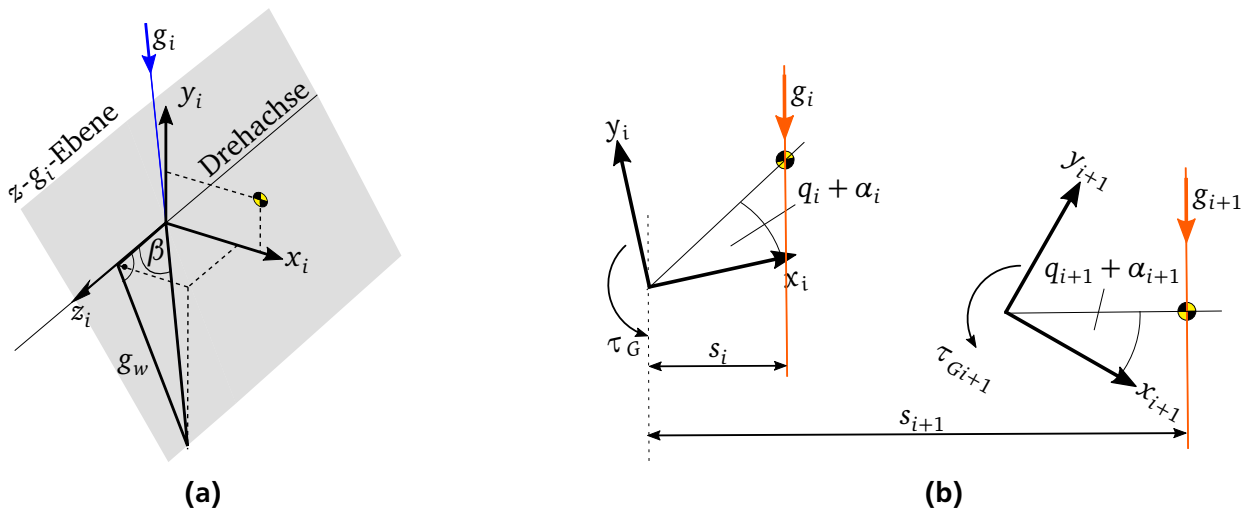


Abbildung 4.13: Berechnung des Gelenkmoments abhängig von der Gravitation. (a) Transformation des Gravitationsvektors g_i senkrecht zur Drehachse z_i zu g_w mit dem Winkelversatz β und (b) Bestimmung des Abstandes s_i der Schwerpunkte abhängig von der Gelenkwinkelstellung $q_i + \alpha_i$ und Ausrichtung des Gravitationsvektors.

Zusätzlich müssen die in der seriellen Kinematik nachgelagerten Gelenke j für $i < j \leq n$ und die dazugehörigen Massen addiert werden. Dazu wird der jeweilige Schwerpunkt mittels homogener Transformation in das Gelenk transformiert und das resultierende Drehmoment nach den Gleichungen (4.1) bis (4.4) berechnet. So wird in jedem Gelenk das von den nachfolgenden Gelenken hervorgerufene Gravitationsmoment abhängig von der aktuellen Winkelstellung berechnet (siehe Abbildung 4.13b). Die hier hergeleitete Berechnung des Gelenkmoments, hervorgerufen durch die Gravitation, lässt sich auch auf andere serielle Manipulatoren übertragen. Hierzu müssen lediglich die homogenen Transformationen sowie die jeweiligen Massen und Massenschwerpunkte bekannt sein. Ebenfalls sind abweichende Berechnungsvorgänge sowie Reihenfolgen möglich, welche auf das gleiche Ergebnis führen.

Massenträgheitsmoment

Ein weitere Teil des Drehmoments wird über die Massenträgheit der bewegten Elemente des Manipulators hervorgerufen. Die Trägheit wirkt als Widerstand gegen die Änderung der Rotationsbewegung des Drehgelenks. Das Massenträgheitsmoment setzt sich zusammen aus der Trägheit des Motorrotors, Getrieberotors und der Gelenkstruktur mit

$$\tau_I = I_M \ddot{q}, \quad (4.5)$$

wobei für den Motor die Gelenkwinkelbeschleunigung \ddot{q} über die Getriebeumsetzung in die Motorbeschleunigung umgerechnet werden muss. Der Trägheitstensor I_M besteht aus einer symmetrischen 3×3 Matrix mit den Hauptträgheitsmomenten I_{xx} , I_{yy} und I_{zz} , welche jeweils Trägheit der Rotation um die angegebene Achse beschreiben und den Nebenträgheitsmomenten I_{xy} , I_{xz} und I_{yz} , welche die Trägheit der Rotation mit dem jeweiligen Abstand zum Schwerpunkt beschreiben (siehe Abbildung 4.14a). Betrachtet man zunächst den Teil der Gelenkstruktur, welcher eine Massenträgheit, aufgrund einer Beschleunigung der freien Drehachse verursacht, so reduzieren sich die Größen in Gleichung (4.5). Für den Beschleunigungsvektor \ddot{q} ist lediglich die Wirkung in der Drehachse mit \ddot{q}_z relevant. Für das resultierende Gelenkmoment kommt ebenfalls lediglich die Komponente in der Drehachse mit τ_{zz} zu tragen, die beiden weiteren Kippmomente τ_{zx} und τ_{zy} werden mit den Gelenklagern aufgenommen.

Das Massenträgheitsmoment, hervorgerufen durch die nachgelagerten Elemente der seriellen Kinema-

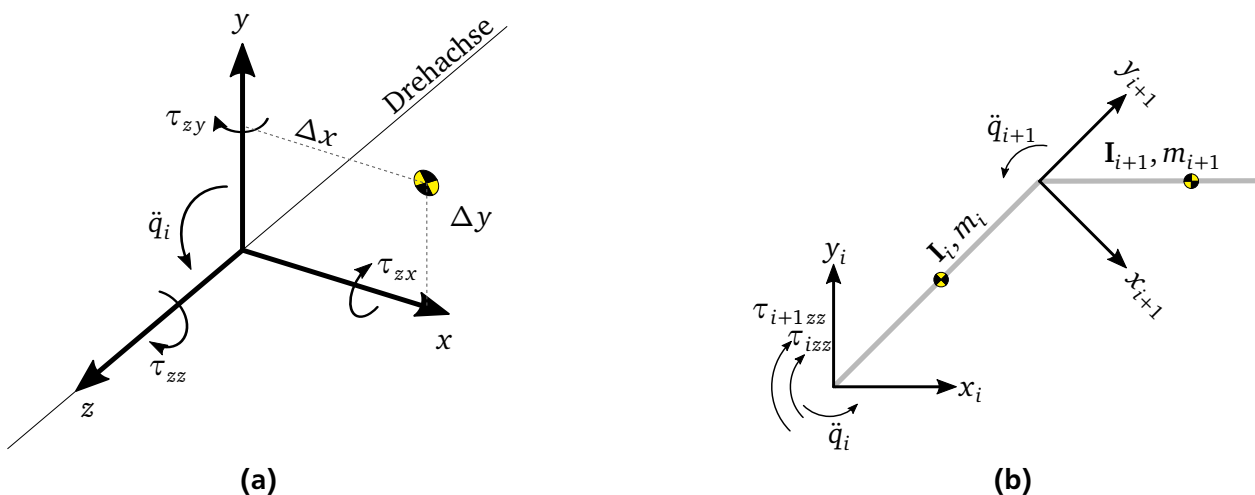


Abbildung 4.14: Berechnung des Massenträgheitsmoments. Mit (a) den Anteilen τ_{zx} , τ_{zy} und τ_{zz} , hervorgerufen durch die Winkelbeschleunigung \ddot{q}_i auf den Schwerpunkt mit dem Abstand Δx und Δy zur Drehachse. (b) Aufsummierung der Anteile aus den einzelnen Segmenten des Manipulators am Beispiel von zwei Freiheitsgraden.

tik, lässt sich mittels homogener Transformation der Trägheit und Gelenkwinkelbeschleunigung in das Gelenk i berechnen. Am vereinfachten Beispiel einer Kinematik mit zwei Freiheitsgraden wird dazu der Massenträgheitstensor I_{i+1} mit der Masse m_{i+1} in das Gelenkkoordinatensystem von i mit

$$I_{i+1,i} = R_{i+1}^T I_{i+1} R_{i+1} + m_{i+1} \begin{pmatrix} p_y^2 + p_z^2 & -p_x p_y & -p_x p_z \\ -p_x p_y & p_x^2 + p_z^2 & -p_y p_z \\ -p_x p_z & -p_y p_z & p_x^2 + p_y^2 \end{pmatrix} \quad (4.6)$$

transformiert. Dabei erfolgt die parallele Verschiebung um den Translationsvektor \mathbf{p} mittels *Steinerscher Satz* [101]. Das neben dem bereits berechneten Massenträgheitsmoment $\tau_{i,zz}$ wirkende Moment $\tau_{i+1,zz}$ ist abhängig von der Beschleunigung $\ddot{q}_{i,z}$, aber auch von den Beschleunigungen der nachgelagerten Elemente (siehe Abbildung 4.14b). Hierzu wird der parallel zur Drehachse i liegende Anteil der Winkelbeschleunigung im Gelenk $i+1$ addiert. Berechnet wird dies durch den Anteil der Rotationsmatrix $R_{i+1,i}(3,3)$, welche die z -Achse von $i+1$ in die Drehachse von i transformiert. Sind beide Achsen parallel zueinander ausgerichtet, addiert sich die gesamte Beschleunigung \ddot{q}_{i+1} zu \ddot{q}_i . Das Massenträgheitsmoment eines Gelenks ergibt sich somit aus der Summe aller Momente, welche durch die transformierten Trägheiten und Beschleunigungen in der Drehachse berechnet werden zu

$$\tau_{i,M} = \sum_{j=i+1}^n \tau_{j,zz}, \quad \text{mit} \quad \tau_{i+1,zz} = I_{i+1,i,zz} \cdot \ddot{q}_i. \quad (4.7)$$

Umgebungsinteraktion des Endeffektors

Interagiert der Manipulator durch seinen Endeffektor mit der Umgebung, so stellt sich am Werkzeugmittelpunkt (TCP, *tool center point*) ein Kräfte- und Drehmomentgleichgewicht ein. Die dabei von außen aufgebrachtten Kräfte und Momente rufen wiederum ein Drehmoment in den einzelnen Drehgelenkachsen hervor, wenn diese einen Anteil in der jeweiligen Drehebene besitzen (siehe Abbildung 4.15). Für

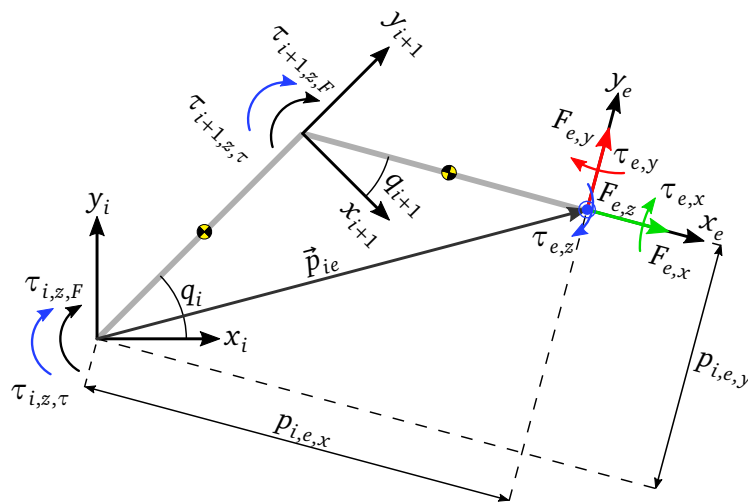


Abbildung 4.15: Erzeugung der Drehmomente $\tau_{i,z,F}$ und $\tau_{i,z,\tau}$ in der Drehachse i durch die mehrdimensionalen Kräfte und Drehmomente am Endeffektor. Die Drehmomente sind abhängig vom Vektor $\vec{p}_{i,e}$, welcher den winkelabhängigen Abstand zwischen Endeffektor und Drehachse bestimmt.

die Berechnung des Gelenkmoments abhängig von der Kraft \mathbf{F}_e am Endeffektor wird der Abstandsvektor $\vec{\mathbf{p}}_{i,e}$ zwischen dem TCP und dem i-ten Gelenk bestimmt. Für die Ausrichtung wird das Basis-Koordinatensystem ausgewählt. Die Kraft \mathbf{F}_e sowie die Lage der z-Achse muss durch eine Rotation in dieses transformiert werden, so dass sich das Drehmoment mit

$$\tau_{z,i,F} = \mathbf{F}_e^T (\mathbf{z}_i \times (\vec{\mathbf{p}}_e) - \vec{\mathbf{p}}_i) \quad (4.8)$$

berechnen lässt. Zusätzlich wirken über den Endeffektor eingekoppelte Drehmomente in den Gelenken des Manipulators, beispielsweise durch Bohrungen oder Schraub-Bewegungen. Steht der Drehmomentvektor parallel zu einer Drehachse, so wirkt dort der komplette Anteil. Allgemein berechnet sich der Einfluss der eingekoppelten Lasten in den sechs möglichen Freiheitsgraden mit der Jacobi-Matrix $\mathbf{J}_{i,e}$ zu dem Gelenkmomentvektor mit

$$\boldsymbol{\tau}_{i,F,\tau} = \begin{bmatrix} \mathbf{F}_e \\ \boldsymbol{\tau}_e \end{bmatrix}^T \mathbf{J}_{i,e}. \quad (4.9)$$

Gelenkreibmoment

In realen mechanischen Systemen wirkt eine statische und viskose Reibung entgegen der Bewegung des Gelenkes. Diese lässt sich abhängig von der aktuellen Position, Geschwindigkeit und Beschleunigung als Modell beschreiben oder experimentell bestimmen. Im Stillstand muss zunächst ein Haftmoment überwunden werden. Nach dem Erhöhen der Geschwindigkeit reduziert sich der Widerstand im Bereich der Mischreibung zunächst und steigt dann linear als Gleitreibung an. Der Aufwand einer modellbasierten Beschreibung des Reibmoments steigt deutlich mit der Anzahl der Komponenten, wie Motor, (Seilzug-) Getriebe und Gelenklager an [102]. Zusätzlich lassen sich Einflüsse wie Kraftnebenschlüsse durch Kabelführungen nur schwer abbilden.

Für die experimentelle Ermittlung des Reibmoments müssen die beschriebenen Bereiche vom Haft- bis Gleitmoment der *Stribeck-Kurve* abhängig von der Gelenkwinkelgeschwindigkeit durch den Motorregler abgefahren werden (siehe Abbildung 4.16a). Eine besondere Herausforderungen liegt in dem Entwurf, der für die Untersuchung benötigten Regelung, welche auf der einen Seite den Bereich des Haftmoments für die Messung sensitiv auflöst und auf der anderen Seite über den kompletten Bereich stabil die Geschwindigkeit anfährt. Bei einer reinen Geschwindigkeitsregelung wird beispielsweise die Haftreibung

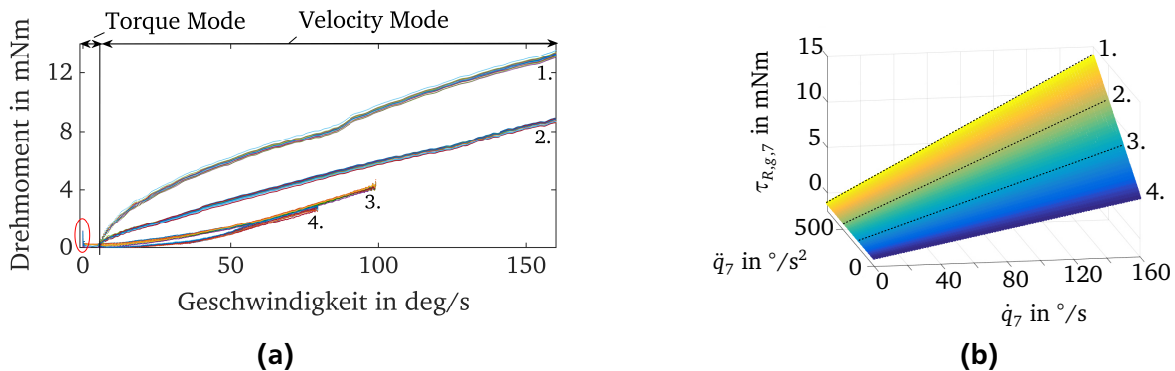


Abbildung 4.16: Bestimmung der Modellparameter für das Reibmoment (a) Drehmoment- über Drehzahlverlauf (Stribeck Kurve) in Abhängigkeit der Gelenkwinkelgeschwindigkeit und -beschleunigungen (1. $750^\circ/\text{s}$, 2. $307^\circ/\text{s}$ 3. $77^\circ/\text{s}$ und 4. $50^\circ/\text{s}$) für die Achse q_7 (b) Modell des Momentes der Gleitreibung $\tau_{R,g,7}$ in Abhängigkeit von der Beschleunigung und Geschwindigkeit mit Trendgeraden.

durch einen sehr hohen Anfahrstrom überwunden, wodurch eine Charakterisierung des wirkenden Gegenmoments erschwert wird.

Aus dem Grund wird ein hybrider Drehmoment-/Geschwindigkeitsregler entworfen, welcher zunächst das Anfahrmoment linear erhöht (0,01 Nm/s) und dann bei steigender Drehwinkelgeschwindigkeit ($> 100^\circ/\text{s}$) auf eine linear ansteigende Geschwindigkeit regelt.

Um den Einfluss der Beschleunigung mit zu untersuchen, werden die maximalen Geschwindigkeiten über den Gelenkwinkel (bspw. 90° für q_7) von $80^\circ/\text{s}$ bis $300^\circ/\text{s}$ variiert. Der Einfluss der Gravitation wird durch eine entsprechende Ausrichtung der Drehachse parallel zum Schwerfeld kompensiert. Die Massenträgheit wird über das zuvor vorgestellte Modell aus der Messung des Gelenkmoments herausgerechnet. Die Reibmomentmessung muss für jedes Gelenk des Manipulators durchgeführt werden. Im Folgenden werden als Beispiel die Ergebnisse für das Gelenk 7 gezeigt und diskutiert.

Aus dem Stillstand wird zunächst ein Drehmoment von ca. 15 mNm benötigt, um das Haftmoment zu überwinden (siehe Abbildung 4.16a, roter Kreis). Danach fällt das Drehmoment in den Bereich der Messunsicherheit des Sensors ab und steigt dann bei einer Geschwindigkeit von $10^\circ/\text{s}$ abhängig von der gewählten Beschleunigung annähernd linear an.

Für die Modellierung des Reibmoments werden gemittelte Trendgeraden für die gemessenen Kurven, unterteilt in Haft- und Gleitreibung, mit einem Konfidenzniveau von 97,5 % ermittelt. Der Einfluss der Beschleunigung wird ebenfalls in linearer Annäherung berücksichtigt (siehe Abbildung 4.16b). Somit ergeben sich die Anteile des Momentes für die Gleitreibung aus der Beschleunigung $\mathbf{m}_{R,\ddot{q},g}$, Geschwindigkeit $\mathbf{m}_{R,\dot{q},g}$ und einem Stützpunkt \mathbf{b}_g zu

$$\tau_{R,g} = \mathbf{m}_{R,\ddot{q},g} \ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{m}_{R,\dot{q},g} \dot{\mathbf{q}} + \mathbf{b}_g. \quad (4.10)$$

Für das Haftmoment ergibt sich äquivalent

$$\tau_{R,h} = -\mathbf{m}_{R,\dot{q},h} \dot{\mathbf{q}} + \mathbf{b}_h. \quad (4.11)$$

Das Modell für das Reibmoment schaltet abhängig von der Beschleunigung im Schnittpunkt beider Geraden bei einer Gelenkwinkelgeschwindigkeit $\dot{\mathbf{q}}_{sw}(\ddot{\mathbf{q}})$ zwischen Haft- und Gleitreibung um.

4.3.2 Evaluation des dynamischen Modells

Für die Evaluation des Manipulator-Modells werden die statischen und dynamischen Einflüsse der Mechanik in den Gelenken untersucht. Dazu wird ein Gelenk mit einer vorgegebenen Trajektorie bewegt und das gemessene Drehmoment mit dem berechneten verglichen. Die einfachste Methode, um bei einem elektrischen Antrieb Rückschlüsse auf das wirkende Drehmoment zu ziehen, ist eine Auswertung des Motorstroms (siehe Abbildung 4.17). Dieser kann über eine gegebene Motorkonstante in ein Drehmoment umgerechnet werden. Im Folgenden wird diese Methode für den Betrieb der Motorsteuerung mit einer Positionsregelung untersucht. Der aufgenommene Strom wird hierzu mit einem Drehmoment-Referenzsensor verglichen. Es ist deutlich zu erkennen, dass der Motorstrom in diesem Modus zwar im Mittel dem anliegenden Drehmoment entspricht, allerdings abhängig von der Amplitude mit einem Dreiecksignal der Frequenz von 1 Hz bis 2 Hz alterniert. Dieser Effekt geht auf den Positionsregler der Steuerung zurück, welcher die Spannung für den Motor mittels Pulsweitenmodulation (PWM) einstellt. Die Abtastfrequenz bei der Strommessung ist dabei um ein Vielfaches geringer als die PWM Frequenz. Der Versuch verdeutlicht, dass eine Abschätzung des Drehmoments aus dem Motorstrom für statische Zustände möglich, jedoch für dynamische Abläufe nicht geeignet ist.

Eine geeignete Methode der Evaluation des dynamischen Modells ist die freie Bewegung des Manipulators, dessen Impedanz zu null gesetzt wird. Hierzu wird die Eigendynamik des Systems, berechnet über das zuvor bestimmte Modell, durch die Aktoren in den Gelenken kompensiert (siehe Abbildung 4.18). Konkret wird das berechnete Drehmoment $\tau_{\text{sum}}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \ddot{\mathbf{q}})$ als Eingangsgröße für den Drehmomentregler

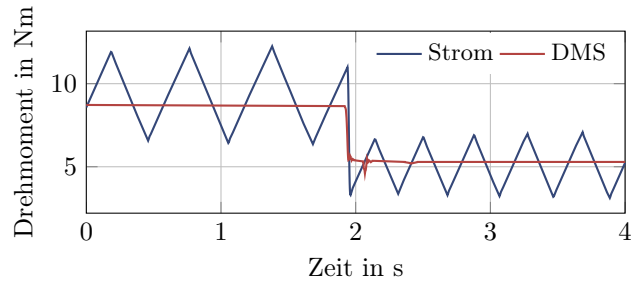


Abbildung 4.17: Zeitlicher Verlauf bei sprunghafter Reduzierung des Gelenkmoments von 8,5 Nm auf 5,2 Nm. Gegenüberstellung des auf Basis des Motorstroms sowie der Drehmomentkonstanten berechneten und des Drehmoments, gemessen über den Referenzsensor.

der Motorsteuerung verwendet, um dieses mit dem anliegenden Motorstrom zu kompensieren. Im statischen Fall wird so die auf den Manipulator wirkende Gewichtskraft kompensiert und die Gelenkposition bleibt unabhängig von der Ausrichtung zum Schwerfeld konstant. Bei dynamischer Bewegung, bspw.

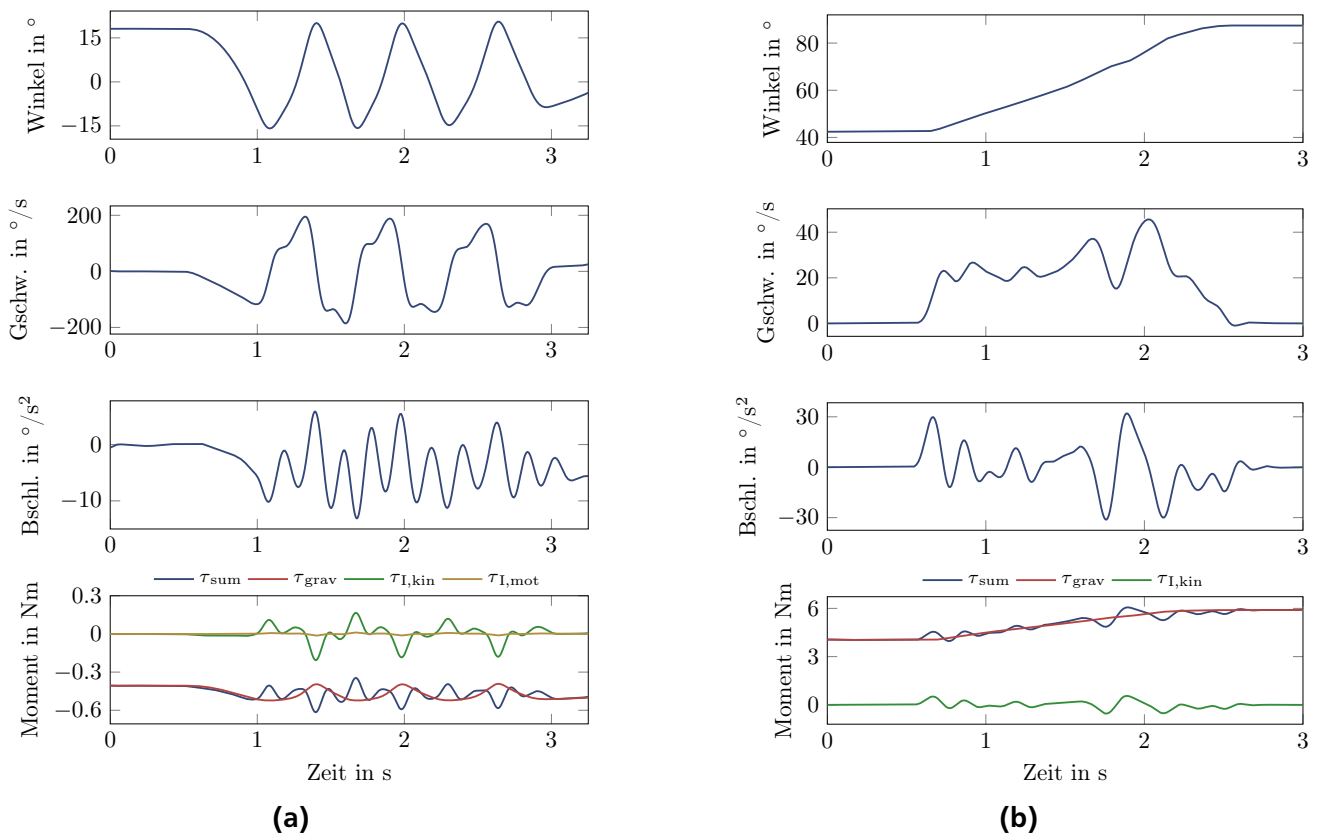


Abbildung 4.18: Evaluation des dynamischen Modells mit einer Nullmomentregelung (a) Die Handgelenkachse 6 weist mit einem hohen Massenträgheitsmoment einen instabilen Verlauf auf. Bei der Berechnung der Beschleunigung kommt es zu einem Zeitversatz mit dem Istwert, welche durch den Nullmomentregler kompensiert wird. Dies resultiert in einer ungewollten Oszillation der Beschleunigung und einem entsprechenden Verlauf der Geschwindigkeit und dem Winkel. Dabei hat das Trägheitsmoment einen vergleichsweise hohen Anteil am Gesamtmoment. (b) Das Ellbogengelenk folgt stabil der Winkelvorgabe durch die Implementierung eines Zustandsvariablenfilters und einer geringeren Dynamik im Vergleich zur Gravitation.

durch händische Auslenkung der Drehachsen, folgt der Manipulator der Positionsvorgabe und kompensiert zusätzlich Trägheit und Reibung des Manipulators. Bei dieser Bewegung ist somit kein Widerstand seitens der kinematischen Struktur entgegen der Auslenkungsrichtung zu spüren, man spricht hierbei von einer Nullmomentregelung. Die Qualität des dynamischen Modells und der Parameteridentifikation lässt sich auf Basis der Sprungantwort des geschlossenen Regelkreises bestimmen. Dabei werden stationäre Genauigkeit und das Überschwingen zum stationären Endwert betrachtet.

Diese Methode wird experimentell ausgewertet, in dem Achse 6 im Bereich des Handgelenks manuell ausgelenkt und das Verhalten des Drehmomentreglers evaluiert wird. Nach kurzer Zeit ist ein instabiles Verhalten festzustellen (siehe Abbildung 4.18a). Zunächst ist ein stetiger Verlauf der Gelenkgeschwindigkeit und -beschleunigung zu erkennen. Nach einer Sekunde fällt die Beschleunigung jedoch deutlich steiler ab und beginnt kurz darauf zu oszillieren. Das daraus resultierende Trägheitsmoment $\tau_{I,kin}$ erreicht somit maximal 35 % des Gesamtmoments τ_{sum} , wodurch die Gelenkposition nicht mehr über das Gravitationsmoment τ_{grav} gehalten wird und ebenfalls im Bereich von $-15^\circ \dots 15^\circ$ oszilliert. Der Grund hierfür liegt in der Bestimmung der Gelenkbeschleunigung über eine zeitliche Ableitung des gemessenen Geschwindigkeitssignals. Dabei kommt es zu diskreten Sprüngen und zeitlichen Verzögerungen, welche bei hoher Dynamik zu einer hohen Abweichung zwischen dem modellbasierten und realen Drehmoment und somit zu einer Instabilität des Systems führt. Abhilfe schafft die Berechnung der Beschleunigung über einen Zustandsvariablenfilter mit geringen Filterzeitkonstanten [103]. Dadurch werden Störungen unterdrückt, bei gleichzeitig geringer Phasenverschiebung des Signals. Der Versuch zeigt ebenfalls, dass trotz dynamischer Bewegung der Trägheitsanteil des Motors $\tau_{I,mot}$ auf das Gesamtmoment für die folgenden Darstellungen zu vernachlässigen ist.

In einem weiteren Versuch mit dem Ellbogengelenk wird die Achse 4 dynamisch über einen Bereich von 40° ausgelenkt und die Nullmomentregelung mit verbessertem Filter getestet (siehe Abbildung 4.18b). Trotz hohen Winkelbeschleunigungen folgt der Regler stabil der Bewegungsvorgabe. Dabei wird die Gewichtskraft durch das Motormoment von maximal 6 Nm kompensiert, ohne dass es zu Überschwingungen der Gelenkposition auf Grund von Modellungenauigkeiten kommt. Beim Vergleich des berechneten Momentes mit einem Referenzsensor bei einer Auslenkung um 90° ist eine maximale Abweichung von 0,12 Nm bzw. 2 % vom Messwert festzustellen (siehe Abbildung 4.19). Der wesentliche Anteil an dieser Abweichung hat das Trägheits- bzw. Reibmoment. Die Abweichungen des Gravitationsmoments im statischen Fall liegen im Bereich der Messunsicherheit des Referenzsensors ($< 1\%$).

Gründe der Abweichungen zwischen Drehmoment-Messgröße und Modell sind:

- Abweichung der Massen und Schwerpunkt zwischen CAD-Modell und realem Aufbau, sowie Kraftnebenschlüsse durch Kabelverbindungen.
- Nachgiebigkeiten in den Gelenkverbindungen des Manipulators. Dadurch kommt es im statischen Fall zu Positionsabweichungen, im dynamischen Fall zu Schwingungen.
- Messfehler der Gelenkwinkelposition durch Motorencoder mit $\Delta q_{Motor} = 0,009^\circ$ ergibt bei kleinster Untersetzung $\Delta q_{Gelenk} = 0,00007^\circ$, sowie Getriebeispiel.
- Zeitliche Verzögerungen durch Latenz, Filterung und Ableitung der Messgrößen.
- Linearitätsfehler im Reibmodell.

Die Evaluation des dynamischen Modells am realen Aufbau zeigt, dass sich die Eigendynamik des Systems über ein Modell bestimmen lässt. Zusätzlich wird daraus, durch eine zusätzliche Messung des gesamten Gelenkmoments und der ggf. auftretenden Endeffektorkraft die unbekannten Lasten, welche im Betrieb durch den Nutzer in das System eingekoppelt werden, abgeleitet. Dadurch ergibt sich die Möglichkeit im Entwurf von Reglern des Exoskeletts, die Muskelkraft des Menschen zu verstärken oder auf einen geplanten Bewegungsablauf des robotischen Systems Einfluss zu nehmen.

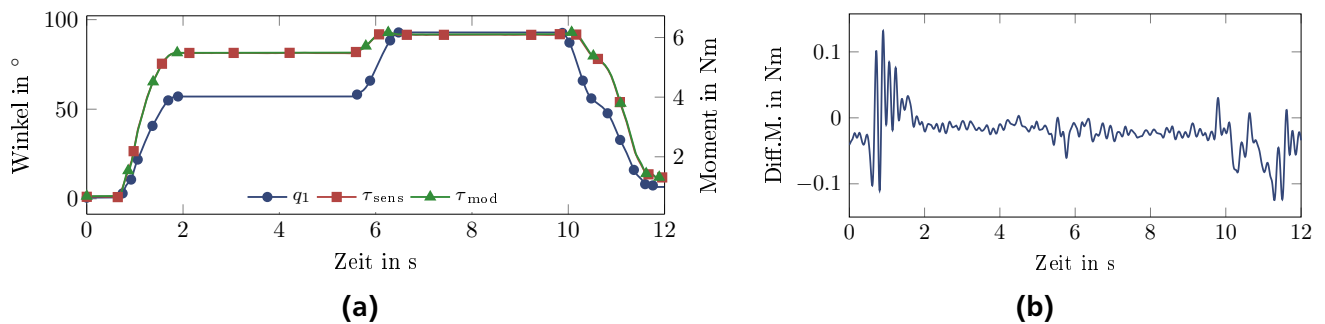


Abbildung 4.19: Vergleich des dynamischen Modells mit einem Referenzsensor (a) bei Bewegungen des ersten Freiheitsgrades q_1 (b) mit einem maximalen dynamischen Fehler von ca. 2 %.

4.4 Zusammenfassung

Der systematische Entwurf des seriellen Manipulators bildet eine wichtige Grundlage für die vorgesehenen Untersuchungen zur Mensch-Exoskelett-Kollaboration. Auf Basis der zu Beginn quantifizierten Anforderungen wird so ein mobiles System bestehend aus einer modularen Sensor-Aktor-Einheit entwickelt, welches sich im Bezug auf dessen Integrationstiefe und Leistung, sowie eine flexible Verwendung für unterschiedliche Unterstützungsverfahren deutlich vom Stand der Technik abhebt. Durch die umfangreiche mathematische Beschreibung der Kinematik und Dynamik des Manipulators, sowie dessen Umsetzung in ein Simulationsmodell können die Methoden zur Bewegungsplanung und -durchführung umfangreich theoretisch evaluiert werden. Die parallele Implementierung in das Echtzeitsystem ermöglicht zudem eine modellbasierte Regelung und Pfadplanung des realen Manipulators. Auf dem verwendeten Rechensystem benötigt das kinematische und dynamische Modell des Manipulators $9,3 \cdot 10^{-5}$ s für dessen Lösung. Dies ermöglicht eine Berechnung in Echtzeit bei der Regelung mit einer Taktfrequenz von 2 kHz. Das kinematische Modell weist dabei einen vernachlässigbar kleinen numerischen Fehler von $< 1 \cdot 10^{-4}$ m bei der nichtlinearen Berechnung der Endeffektorposen auf. Eine Invertierung zur Herleitung von Gelenkwinkeltrajektorien zur Positionierung des Endeffektors ist durch die Redundanz des Systems nicht analytisch möglich und muss daher im Folgenden durch geeignete Optimierungsverfahren hergeleitet werden.

Praktische Versuche zur Evaluation des dynamischen Modelles zeigen, dass der Gravitationsanteil im Bereich des Schulter- und Ellbogengelenks den dominanten Anteil bildet und somit wesentlich zur Stabilität einer modellbasierten Regelung beiträgt. Bei dynamischer Bewegung des Handgelenks steigt der Einfluss der Trägheit gegenüber der Gravitation. Je nach Konstruktion der Gelenklager ist die Reibung neben der Geschwindigkeit und Beschleunigung auch von der Winkelposition abhängig. Das Modell eignet sich mit einem dynamischen Fehler von 2 % sowohl für eine modellbasierte Drehmoment- oder Positionsregelung und kann gemeinsam mit Drehmomentsensoren in den Gelenken für die Berechnung der Nutzerintention im Betrieb des Exoskeletts verwendet werden. Die Integration der Sensoren in die kinematische Struktur ohne deutliche Erhöhung des Bauraums und Gewichtes stellt dabei eine große Herausforderung in der Konzeption des assistiven Manipulators dar und wird im folgenden Kapitel detailliert untersucht.



5 Strukturintegrierte Sensoren für Drehmoment, Kraft und Muskelaktivität

Für die Realisierung einer Mensch-Exoskelett-Kollaboration stellt der Einsatz geeigneter Sensorsysteme für die Nutzerintentionserkennung eine grundlegende Voraussetzung dar. Da es sich bei Exoskeletten um mobile robotische Systeme handelt, müssen die Sensoren am Exoskelett, Menschen oder abhängig von der Anwendung am Objekt der Interaktion angebracht sein. Daraus ergeben sich Anforderungen an Geometrie und Gewicht sowie die Möglichkeit der Integration in oder an die kinematische Struktur. Im Stand der Technik wurden vereinzelt spezifische Methoden der Sensorintegration für die Bestimmung der Gelenkmomente vorgestellt, jedoch fehlt eine Bewertung der unterschiedlichen Verfahren. Daher wird im folgenden Kapitel eine systematische Untersuchung zur Integration von Sensorik für die Gelenkmomentmessung durchgeführt, Sensoren aufgebaut und vermessen sowie ein abschließender Vergleich vorgenommen. Die Kombination aus integrierten Sensorlösungen mit dem hergeleiteten dynamischen Modell bildet die Basis für eine Nutzerintentionserkennung. Für die Bestimmung der Interaktionskräfte mit der Umgebung werden Verfahren zur anwendungsspezifischen Sensorintegration, hier bspw. in ein Bohrwerkzeug, untersucht. Die Sensoren müssen einen hohen Individualisierungsgrad aufweisen, um so eine Integration in verschiedene Geometrien erreichen zu können. Zunächst werden dafür die für den Sensor-Entwurf nötigen Grundlagen beschrieben. Neben klassischer Verfahren wird ein neuer Ansatz der additiven Fertigung von Kraftsensoren vorgestellt und genauer untersucht, mit dem Ziel eine einfachere und kosteneffizientere Individualisierung der Sensoren zu erreichen. Abschließend wird die Ableitung der Nutzerintention aus der detektierten Muskelaktivität in den Vergleich zu der Drehmomentmessung gestellt.

5.1 Grundlagen strukturintegrierter Sensorik

Kraft kann nicht direkt gemessen werden. Vielmehr werden Messelemente zur Wandlung mechanischer Spannungsfelder in elektrische Signale eingesetzt. Trifft eine äußere Kraft F auf einen realen Werkstoff mit der Querschnittsfläche A , so erzeugt die auf die Flächennormale bezogene Normalkraft F_N in erster Näherung eine mechanische Normalspannung $\sigma_N = \frac{F_N}{A}$ und eine zur Flächennormale orthogonale Schubspannung $\tau_q = \frac{F_q}{A}$, ausgelöst durch eine Querkraft F_q . Abhängig von dem E-Modul eines Werkstoffes kommt es durch die mechanischen Spannung im Material zu einer Dehnung $s_{\text{ext}N} = \frac{\sigma_{\text{ext}N}}{E}$. Im elastischen Verformungsbereich des Werkstoffes gilt das *Hookesche Gesetz* [104], es besteht ein linearer Zusammenhang zwischen Kraft und Dehnung. Die Erzeugung der Zwischengröße Ausschlag ξ oder Dehnung s erfolgt durch einen Verformungskörper. Dabei kann das Drehmoment sowohl durch die Bestimmung des Torsionswinkels, als auch der Torsionsdehnung bestimmt werden. Der Ausschlag wird durch Messprinzipien zur Bestimmung integraler Größen erfasst, z.B. kapazitiv, induktiv, elektrodynamisch, elektrostatisch oder optisch. Abhängig von den mechanischen Anforderungen bezüglich des Frequenzbereiches und der möglichen Wegstrecke eignen sich unterschiedliche Messprinzipien zum Aufbau eines Kraftsensors (siehe Tabelle 5.1). Die Erfassung der mechanischen Feldgröße Dehnung s erfolgt durch Metall-DMS, Halbleiter-DMS, piezoelektrische Folien oder dotierte Messwiderstände. Dabei ist die Dehnungsmessung stets genauer als die Ausschlagsmessung, da kein Referenzpunkt benötigt wird. Außerdem lässt sie sich deutlich einfacher in den Verformungskörper integrieren. Für eine umfangreiche Literaturstudie zum Thema (Kraft-)Sensoren und Messtechnik empfehlen sich die Bücher Tränkler et al. "Sensortechnik" [105], Hering et al. "Sensoren in Wissenschaft und Technik" [106], Keil "Dehnungsmessstreifen" [107], Lerch "Elektrische Messtechnik" [108] und Baumann "Elektrische Kraftmesstechnik" [109].

Passive elektrische Wandler, welche die relative Verformung als mechanische Größe nutzen, werden als

Tabelle 5.1: Vergleich der physikalischen Messprinzipien zur Kraftmessung und deren Anwendungen.

Wandlungsart	Messprinzip	Eigenschaften	Anwendung
Verformung: Aus- schlag ξ	induktiv, elek- trodynamisch	geringe Kräfte ($> 5 \text{ cN}$)	Labor, Prüffeld
Verformung: Deh- nung s	resistiv, piezore- sistiv	hohe Genauigkeit, langzeit-stabil	Wägezellen, Kraftaufnehmer
Ladungsänderung	piezoelektrisch, elektrostatisch	dynamisch, hohe Kräfte, einfache Geo- metrie, hohe Drift, kein zusätzlicher Verformungskörper nötig	Werkzeug- überwachung
Permeabilitäts- änderung	magneto- elastisch	(quasi-) statisch, hohes Ausgangssi- gnal, kostengünstig, großer Messbe- reich, robust, kein zusätzlicher Verfor- mungskörper nötig	Kraftmessbolzen, Kranwaagen

Dehnungsmessstreifen bezeichnet. Dabei haben sich seit Jahrzehnten Metallfolien, Dünnsfilm, Dickfilm und piezoresistive bzw. Halbleiter DMS als Technologien in der Anwendung zur Kraft- und Drehmoment-sensorik etabliert. Die mechanische Spannung bewirkt dabei sowohl zu einer geometrischen Verzerrung des DMS (überwiegt bei Folien-/Dünnsfilm-/Dickfilm-DMS), als auch zu einer Änderung der Anzahl und Beweglichkeit der Ladungsträger (piezoresistiver Effekt, überwiegt bei Halbleiter-DMS).

Die Widerstandsänderung dR/R_0 des DMS ergibt sich aus der Empfindlichkeit, welche über das Produkt des Proportionalitätsfaktor k und der aufgenommenen Dehnung ϵ mit

$$\frac{dR}{R_0} = k\epsilon = \underbrace{\frac{d\rho}{\rho_0}}_{\text{Material}} + \underbrace{\frac{dl}{l} - \frac{db}{b} - \frac{dh}{h}}_{\text{Geometrie}}. \quad (5.1)$$

Diese ist abhängig vom spezifischen Widerstand ρ des Materials des verwendeten Leiters und dessen Volumen mit der Länge l , Breite b und Höhe h . Bei Metallfolien-DMS ist der k -Faktor unter Vernachlässigung des piezoresistiven Anteils und Annahme des eindimensionalen Spannungszustandes, unabhängig von der Querkontraktionszahl ν , etwa 2. Halbleiter-DMS und dotierte Messwiderstände weisen deutlich größere k -Faktoren zwischen 30 bis 100 auf. Die Widerstandsänderung wird über einen elektrischen Wandler in ein kraftproportionales Spannungssignal u geführt. Für die genaue Herleitung des statischen Übertragungsverhaltens resistiver DMS und weiterführender Modellbildung dessen Messunsicherheiten, sei auf die Dissertation von Jan Lotichius [110] verwiesen. Für die strukturintegrierten Kraft- und Drehmomentsensoren ist eine hohen Genauigkeit und Langzeitstabilität erforderlich. Die erwartete Dynamik der auftretenden Kräfte und Drehmomente liegen mit $< 100 \text{ Hz}$ unter der Grenze von ca. 10 kHz . Aus den genannten Gründen wird in dieser Arbeit das Messprinzip mit resistiven Folien-DMS für die weitere Betrachtung der Strukturintegration von Kraft- und Drehmomentsensorik in das Exoskelett ausgewählt. Für die Anwendung bei Mehrkomponenten Kraft- und Drehmomentsensoren mit geringen geometrischen Abmaßen wird weiterhin die Anwendung piezoelektrischer DMS und homogen dotierte Halbleiter-DMS untersucht [111–117], jedoch hier nicht weiter aufgeführt.

Die Sensorauslegung erfolgt nach der Signalverarbeitungsstruktur des Messprinzips mit einem Verformungskörper (siehe Abbildung 5.1). Für den Entwurf und Aufbau der strukturintegrierten Kraft- und Drehmomentsensoren wird dieser Ablauf im Folgenden genutzt. Zunächst werden dafür strukturintegrierte Sensoren für das robotische System entworfen, um die Interaktion des Menschen mit dem Exoskelett und der Umgebung messtechnisch zu erfassen.

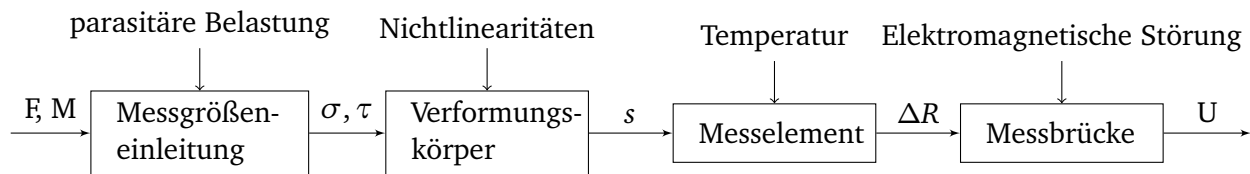


Abbildung 5.1: Signalverarbeitungskette und primäre Störeinflüsse von Sensoren mit resistivem Messprinzip. Die Signalverarbeitung verläuft hierbei nur in Pfeilrichtung. Bei piezoelektrischen oder elektrodynamischen Wandlern ist der Betrieb in beide Richtungen möglich. Die integralen Größen Kraft F bzw. das Drehmoment M wird über eine definierte Fläche in den Sensorkörper geleitet und erzeugt dort eine Materialspannung σ und τ . Abhängig des E-Moduls führt diese zu einer Oberflächendehnung s , welche über einen DMS in eine elektrische Widerstandsänderung ΔR gewandelt wird. Mit einer entsprechenden elektrischen Schaltung wird daraus eine Differenzspannung erzeugt und digitalisiert.

5.2 Integrierte Sensoren zur Messung des Gelenkmomentes

Verformungskörper für Drehmomente können beliebige Formen annehmen, müssen jedoch eine Fläche aufweisen, an welcher das Drehmoment einen linearen Dehnungsverlauf an der Oberfläche erzeugt. Dieser kann von einem DMS gemessen werden. Im industriellen Einsatz kommen als Verformungskörperausführungen häufig Voll-, Hohl- und Vierkantwellen zum Einsatz. Dabei wird das Drehmoment über Torsionsdehnungen gemessen. Alternativ können andere Messkörperbauformen als Speichenrad oder mit einer Käfigstruktur realisiert werden. Das wirkende Drehmoment wird so in eine Biegedehnung gewandelt und mit Linear-DMS gemessen. Klassische Drehmoment-Sensoren werden häufig in Form von Messflanschen bei Prüfständen von Motoren und Überwachung von Fertigungsprozessen verwendet. Hierbei wird der vorgegebene Antriebsstrang unterbrochen und das zusätzliche Messelement in den Kraftfluss hinzugefügt. Bei korrekter Integration zeichnen sich diese durch eine hohe Messgenauigkeit aus. Für die Bestimmung des Drehmoments in Gelenken von Exoskeletten sind klassische Sensoren durch ihr großes Volumen nicht geeignet. Jede zusätzliche Komponente in den Kraftfluss des Antriebsstrangs vom Exoskelett verändert die serielle Kinematik, wodurch sich der Aufbau deutlich vergrößert und die mechanische Anbindung an den Nutzer erschwert. Aus diesem Grund werden in dieser Arbeit Verfahren für die Strukturintegration von Drehmomentsensoren untersucht. Für die Messung des Drehmomentes in den sieben Gelenken werden in dieser Arbeit Dehnungssensoren zu Sensor-Strukturintegration gewählt, da somit die Verformungskörper auf kleinstem Bauraum realisiert werden können. Dabei wird durch geringfügige Anpassungen der bereits vorhandenen mechanischen Komponenten eine, dem wirkenden Drehmoment proportionale, Oberflächendehnung erzeugt und über applizierte DMS in ein elektrisch messbares Signal gewandelt. Die Entwicklungsphasen der strukturintegrierten Drehmomentsensoren gliedert sich in die Konzeption (a), den Entwurf (b) und die Gestaltung (c). Für die Entwicklung und den Aufbau (d) der Sensoren werden hierbei folgende Schritte ausgeführt:

- (a) Konzeption einer geeigneten Verformungskörper-Geometrie anhand der gegebenen mechanischen Struktur. Der Verformungsbereich sollte ausschließlich das wirkende Drehmoment und keine Querkräfte -/momente erfassen.
- (b) Entwurf der Sensorgeometrie mit einer vom Drehmoment abhängigen linearen Dehnung. Dabei wird der geeignete Dehnungsbereich mit Hilfe analytischer Berechnung eines Biegebalkens angenähert.
- (c) Gestaltung und Optimierung der Geometrie des Messelements auf Basis des gewünschten Messbereiches mittels finite Elemente Analyse.
- (d) Fertigung des Messkörpers, Applikation der Dehnmessstreifen, Verkabelung und Schutzschicht.

5.2.1 Entwurf und Systemintegration

Für den ersten Schritt, Auswahl einer geeigneten Messkörper-Geometrie, werden zunächst mögliche Positionen des Sensorelementes in der kinematischen Struktur untersucht. Bei der Bewertung der unterschiedlichen Möglichkeiten einer Drehmomentmessung bei Exoskeletten sind maßgebliche Kriterien die Sensitivität, Empfindlichkeit gegenüber Störgrößen und der Integrationsaufwand. Die einzelnen Kriterien sind voneinander abhängig. Beispielsweise steigt bei einer gezielten Schwächung des drehmomentübertragenden Materials die Sensitivität des strukturintegrierten Sensors, gleichzeitig wird dieser auch empfindlicher gegenüber eingekoppelter Querkräfte und -momente. Wird dieser Einfluss durch konstruktive Maßnahmen wiederum geschwächt, so steigt damit der Integrationsaufwand. Im industriellen Einsatz wird das Drehmoment häufig aus den wirkenden Motorströmen ermittelt. Die Messgröße wird jedoch stark von den elektrischen Parametern des Motors beeinflusst und muss abhängig von der Motorsteuerung gefiltert werden. Somit ist die Dynamik und Genauigkeit nicht geeignet für den gewünschten Einsatz einer Regelung in Echtzeit. Auch wird Drehmoment häufig direkt in der Antriebswelle gemessen. Durch die rotierende Achse steigt jedoch der Aufwand und die Größe des Sensors, sodass für die Integration in das Exoskelett dieser Ansatz nicht geeignet ist. Ebenso sind die Motor-Getriebe Einheiten so kompakt aufgebaut, dass kein freier Zugang für eine Drehmomentmessung gewährleistet werden kann. Für die Sensorintegration in die kinematische Struktur zur Verbindung der Gelenke ist eine Bewertung des Übertragungsverhaltens des verwendeten Materials zur Drehmomentübertragung notwendig. Für die Verwendung von Aluminium sind dabei ausreichend Erfahrungswerte vorhanden. Das Material ist gut geeignet für eine Sensorintegration, auch in den Verbindungsstreben der kinematischen Struktur. Bei dem ebenfalls verwendeten CFK Material fehlen jedoch Erfahrungswerte, gleichzeitig sind Kriech-Effekte seitens der füllenden Kunststoff-Matrix aus Epoxidharz zu erwarten. Um die Eignung einer Sensorintegration in die CFK Verbindungsstreben der Kinematik besser beurteilen zu können, muss daher das Dehnungsübertragungsverhalten des Werkstoffes genauer untersucht werden. Dazu wird ein CFK-Probekörper (110 mm x 20 mm x 2,5 mm) mit Fasertyp C-IM6 in Kreuzverbundanordnung auf einem 4-Punkt-Biegemessstand untersucht, auf welchem zwei Linear-DMS auf der Ober- und Unterseite appliziert wurden. Der Probekörper wird an zwei Punkten in 10 N Schritten für jeweils 10 s bis zu einer maximalen Kraft von 100 N belastet und wieder entlastet. Die gemessene Brückenspannung ist proportional zur Oberflächendehnung und zeigt einen linearen Verlauf (siehe Abbildung 5.2a). Bei genauer Betrachtung der Messergebnisse ist jedoch ein Kriechen in der Oberflächendehnung zu erkennen. Dies macht sich zum einen in den einzelnen Kraftstufen in einer hohen Streuung der Dehnungen und zusätzlich in einem größeren Hysteresefehler bei Entlastung bemerkbar. Die Linearitätsabweichung

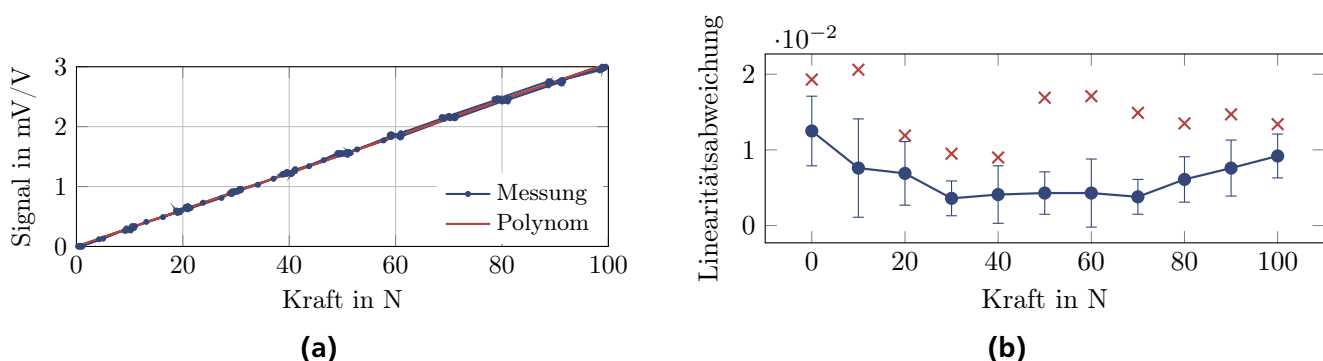


Abbildung 5.2: Untersuchungen zum Dehnungsübertragungsverhalten von CFK auf einem 4-Punkt-Biegemessplatz. (a) Brückenspannung in Abhängigkeit der Be- und Entlastung in 10 N Stufen und Linearitätsgerade. (b) Linearitätsabweichung als Mittelwert, Streuung und Maximalwert in den einzelnen Laststufen.

Tabelle 5.2: Bewertung der Möglichkeiten zur Drehmomentmessung in den Gelenkachsen von Oberarm-Exoskeletten

	Sensitivität	Störgrößen	Integrationsaufwand
Motorstrom	- - -	-	++
Getriebe	++	++	- - -
Antriebswelle	++	++	- - -
Motorflansch	+	-	++
Getriebeflansch	+	++	+
Getriebe-Untersetzung	+	+	+
Verbindungs-Kinematik	- -	-	++

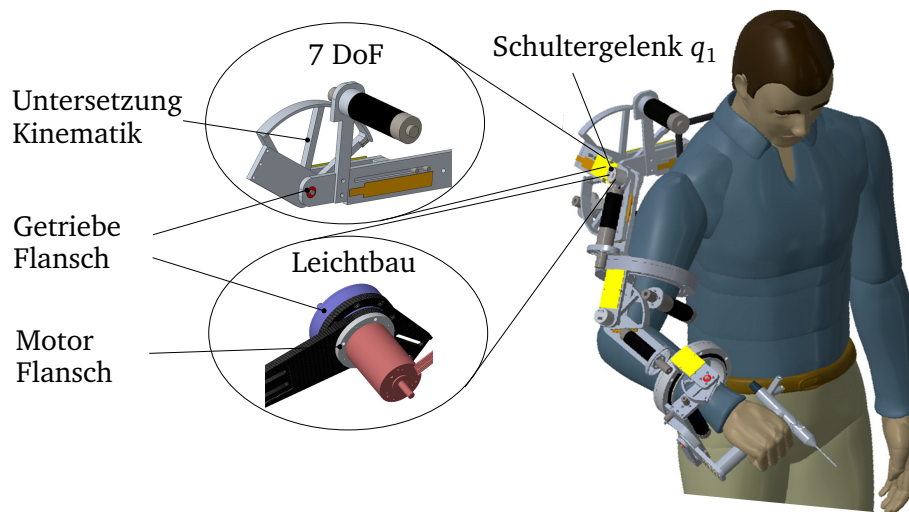


Abbildung 5.3: Mögliche Positionen der DMS-basierten Drehmomentsensorik am Beispiel des ersten Freiheitsgrades des Schultergelenkes für das 7 DoF Exoskelett und das Leichtbau-Exoskelett.

verläuft sich teilweise auf $> 10\%$ (siehe Abbildung 5.2b). Im Vergleich zu Aluminium ist somit das Dehnungsübertragungsverhalten von CFK deutlich schlechter und eine Sensorintegration in die Verbindungsstreben der Kinematik ungeeignet. Basierend auf dieser neuen Erkenntnis, sind die qualitativen Bewertungen der verschiedenen Positionen hinsichtlich der Eignung für mobile Exoskelette der oberen Extremität tabellarisch zusammengefasst (siehe Tabelle 5.2). Daraus ergeben sich drei Positionen der möglichen Sensorintegration zur Drehmomentmessung in den Gelenken eines kollaborativen Exoskeletts. Die Positionen sind für die beiden Antriebsarten der Gelenkstruktur, 7 DoF Exoskelett mit Seilgetriebe und Leichtbau-Exoskelett mit Wellengetriebe, in Abbildung 5.3 dargestellt.

Zur weiteren Veranschaulichung der möglichen Integration von Messelementen im Antriebsstrang, wird dieser systematisch in seine einzelnen Komponenten zur Energiewandlung zerlegt. Das übertragene Drehmoment kann an den markierten Positionen, dem Motorflansch, Getriebeflansch und in der Getriebe-Untersetzung, mit den Messgrößen τ_M , τ_G und τ_U gemessen werden (siehe Abbildung 5.4). Die Herausforderung dabei ist die bestehenden Komponenten der seriellen Kinematik zu verwenden, ohne einen zusätzlichen Verformungskörper hinzuzufügen.

Drehmomentsensorik 7 DoF Exoskelett

Für den systematischen Entwurf der integrierten Drehmomentsensorik wird als erstes die Geometrie der Seilrolle zur Untersetzung im Gelenk hinter dem Planetengetriebe des Motors betrachtet (Version

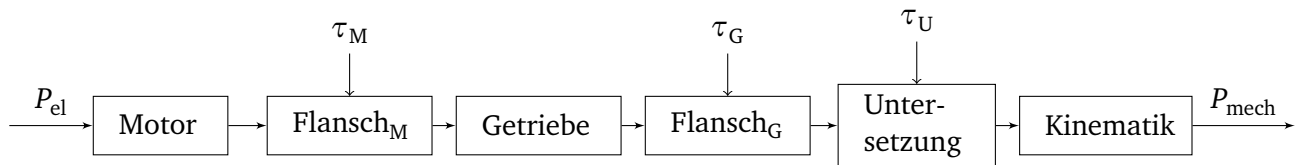


Abbildung 5.4: Üblicher Antriebsstrang der Gelenkstruktur von Exoskeletten. Die elektrische Leistung P_{el} am Eingang wird über den Motor in eine mechanische Leistung P_{mech} am Ausgang gewandelt. Das in der seriellen Kette übertragene Drehmoment wird im Antriebsstrang am Motorflansch mit τ_M , Getriebeflansch mit τ_G und der Seilzug-Untersetzung mit τ_U gemessen.

7 DoF). Diese zeichnet sich dadurch aus, dass ein Drehmoment auf ein Drahtseil mit einer Seilrolle kleinen Durchmessers übertragen wird, das dann auf einer Seilrolle großen Durchmessers angreift (siehe Abbildung 5.5, links oben). Durch den eingeschränkten Bewegungsraum des Drehgelenkes deckt der große Teil der Seilrolle lediglich einen Winkelbereich von ca. 100° ab. Die bestehende Geometrie der Seilrolle entspricht ca. $1/4$ der Geometrie eines Speichenrades zur Drehmomentmessung mit Linear-DMS (siehe Abbildung 5.5, links unten). Daher wird zur Strukturintegration der Drehmomentsensorik diese Geometrie als Verformungskörper gewählt und die Balkenstruktur entsprechend ausgelegt. Für die weitere Auslegung des Sensors wird ein 3D Modell erstellt. Um den Einfluss von Querkräften zu minimieren werden insgesamt drei Biegebalken für die Seilrolle gewählt und die Breite des Balkens in Abhängigkeit der wirkenden Nennmomente analytisch bestimmt und dann mittels FEM Simulation optimiert. Auf diese Weise werden die strukturintegrierten Drehmomentsensoren aus einer Aluminium-Legierung (AlMg3) zur Messung der Größen $\tau_{U,1}$, $\tau_{U,2}$, $\tau_{U,4}$, $\tau_{U,6}$ und $\tau_{U,7}$ des 7 DoF Exoskeletts aufgebaut.

Für die Gelenke 3 und 5 ist dieser Ansatz jedoch ungeeignet, da das Speichenrad nicht über Biegebalken mit der Drehachse verbunden ist. Durch die Besonderheit, dass der menschliche Arm längs der Drehachsen für die Rotation des Ober- und Unterarms (Pronation und Supination) geführt werden muss, ist daher eine Drehmomentmessung im Motorgetriebeflansch geeignet. Dieser wird ebenfalls nach der Geometrie eines Speichenrad-Verformungskörpers angepasst (siehe Abbildung 5.6, links). Für die Applikation der DMS müssen zwei Biegebalken gut zugänglich und ausreichend Klebefläche vorhanden sein. Der Einfluss der Querbelaftung durch die Gewichtskraft der Motor-Getriebe-Einheit wird durch eine Breite der Stege von 10 mm und durch die Wahl einer Ellipse als Außengeometrie verringert und somit zusätzlich der Platzbedarf des Sensors reduziert. Am Sensorflansch müssen Befestigungsmöglichkeiten

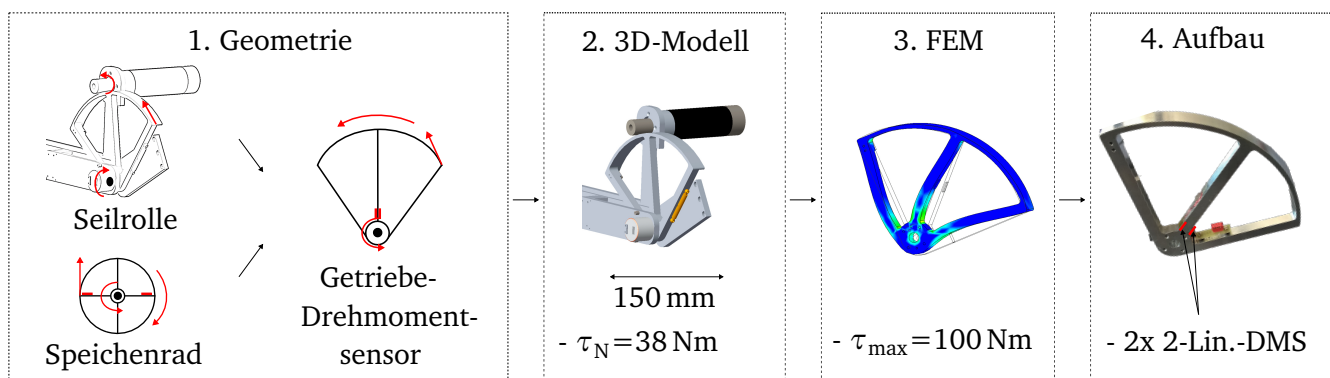


Abbildung 5.5: Systematischer Entwurf der strukturintegrierten Sensoren auf Basis der Seilrollenantriebe (7 DoF). Die Drehmomentmessung erfolgt in der Gelenk-Kinematik zur Untersetzung des Antriebsmomentes. Abhängig des Nennmomentes τ_N wird die Geometrie optimiert und ein Sicherheitsfaktor für das maximale Drehmoment τ_{max} festgelegt, damit die mechanische Belastung unter der Dehngrenze bleibt.

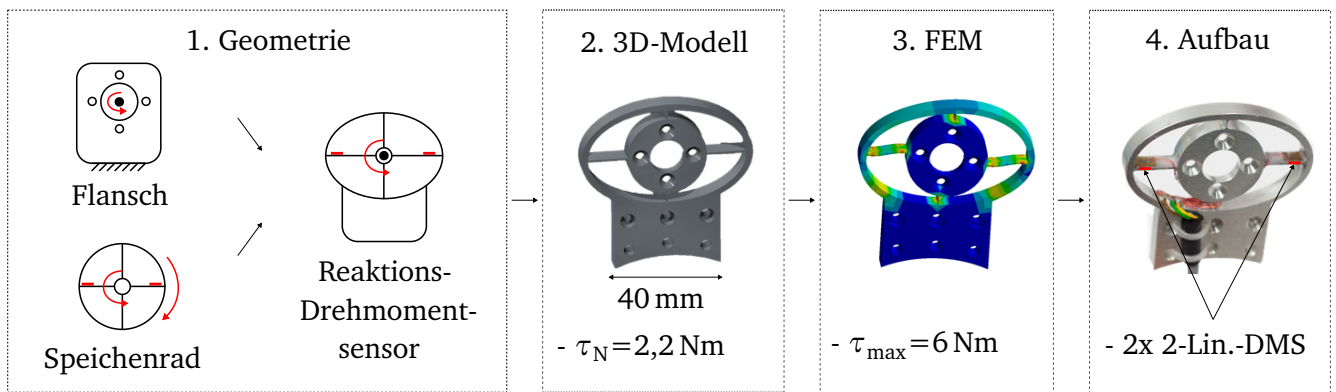


Abbildung 5.6: Integrierter Drehmomentsensor für $\tau_{G,5}$ der Pronation und Supination sowie Rotation der Schulter $\tau_{G,3}$. Die Messung erfolgt als Reaktionsmoment zwischen Planetengetriebe des DC-Motors und Drehgelenk.

für den Antrieb, der linearen Verbindungsstreben sowie dem großen Drehlager vorgesehen werden, ohne dabei den Schutz und die Verkabelung des Sensors einzuschränken (siehe Abbildung 5.6, rechts).

Drehmomentsensorik Leichtbau-Exoskelett

Für die kompakte Antriebseinheit des Leichtbau-Exoskeletts wird ein Sensor zur Messung des Motor-Reaktionsmoments radial symmetrisch zur Drehachse entworfen. Um den Motor und dessen Welle in einem definierten Abstand an die CFK-Strebe zu befestigen wird eine Flansch aus Aluminium verwendet. Durch die Befestigung des Motors an der zur Drehachse feststehenden Strebe erfährt der Flansch die Summe aller wirkenden Momente. Aus der gegebenen flachen Bauform und Positionen der Befestigungen ergibt sich eine Speichenrad-Geometrie als möglicher Verformungskörper des integrierten Drehmomentsensors (siehe Abbildung 5.7, links). Um Platz zu sparen wird die Breite des Sensors so gering wie möglich auf 4 mm gewählt und die entsprechenden Befestigungen für die Schrauben des Motors und der CFK-Strebe vorgesehen. Für eine mechanische Entkopplung des Verformungskörpers zur Oberfläche des Motors und der Strebe sind individuell gefertigte Abstandsringe vorzusehen. Diese verhindern, dass es zu einem Kraftnebenschluss und einer Verfälschung des Messsignals über ein zusätzliches Reibmoment kommt. Für die Optimierung der Sensitivität auf den Nennmessbereich stehen somit noch die Dicke der Biegebalken der Speichenrad-Geometrie zur Verfügung. Die analytische Berechnung für das Nenndrehmoment von 320 mNm ergeben eine Dicke von ca. 0.5 mm, eine genauere FEM-Analyse kommt zu einem

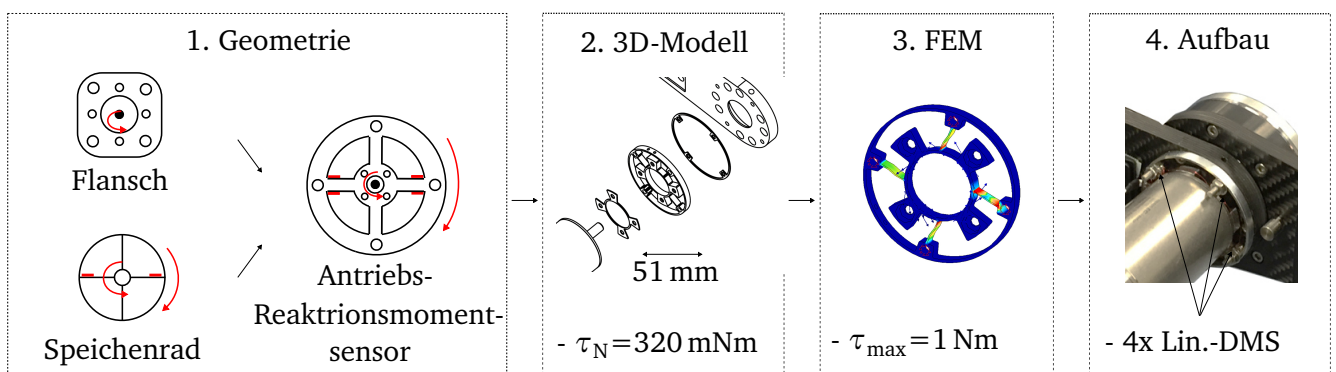


Abbildung 5.7: Sensorintegration in den Motorflansch zur Messung des Motorreaktionsmomentes $\tau_{M,1}$ und $\tau_{M,2}$. Speichenrad-Geometrie mit Biegestruktur, Innen- und Außenring in einer Ebene.

Wert von 0.4 mm. Für die Aufnahme des Drehmoments und Kompensation der Querlast ausgehend vom Motorgewicht werden jeweils zwei Linear-DMS an gegenüberliegenden Biegebalken im Bereich der maximalen Dehnung appliziert.

Eine besondere Herausforderung stellt die Verschaltung der DMS zu einer Vollbrücke dar. Da an beiden offenen Seiten des Sensorkörpers direkt der Motor und die Gelenkstrebe angrenzen (siehe Abbildung 5.7, rechts), müssen die Drähte zur Innenseite des äußeren Rings geführt und dort auf einem Lötpad verschaltet werden. Um ein Verstimmen des Nullpunktes und zusätzlichen Temperaturfehler zu vermeiden, sind die Drähte alle in der gleichen Länge und somit mit dem gleichen ohmschen Widerstand ausgeführt. Die Zuleitung des Sensors zur Messelektronik erfolgt mit einem geschirmten Kabel durch eine kleine Bohrung am Außenring. Zum Schutz der DMS und Zuleitungen wird Silikon in den Zwischenräumen des Sensors aufgetragen. Durch die Integration der Drehmomentmessung in den Motorflansch wird keine zusätzliche Masse oder Volumen durch einen zusätzlich angebauten Sensor dem Leichtbau-Exoskelett hinzugefügt. Da lediglich das im Vergleich zum Gelenk viel geringere Motordrehmoment gemessen wird, kann der Sensor sehr kompakt entworfen werden. Nachteilig ist jedoch, dass nicht das eigentliche Moment des Drehgelenkes anliegt, sondern für dessen Berechnung noch die Getriebeuntersetzung mit einbezogen werden muss. Daraus folgt, dass dessen dynamische Eigenschaften, besonders die Massenträgheiten und Reibmomente, das Messergebnis verfälschen. Ebenso wird die Einkopplung eines Nutzermomentes auf den Drehmomentsensor am Motorflansch durch das Getriebe gedämpft. So muss der Nutzer bei Stillstand zunächst das Haftmoment des Getriebes überwinden, bis dass der Sensor die Bewegungsintention erfassen kann.

Im Vergleich zum Sensor für das Antriebs-Reaktionsmoment hat die Sensorintegration in den Getriebe- flansch den Vorteil, dass direkt das wirkende Moment im Gelenk des Exoskeletts gemessen wird, ohne Einfluss der statischen und dynamischen Eigenschaften des Getriebes. Dazu wird das Flansch-Element zwischen Getriebe und Verbindungsstrebe in zwei parallel zueinander stehende Ringe unterteilt, welche über Biegestäbe miteinander verbunden sind (siehe Abbildung 5.8). Über die auf Biegestäbe aufgebracht- en Dehnmessstreifen wird das zur Dehnung proportionale Reaktionsdrehmoment gemessen. Obwohl auf der Abtriebsseite des Getriebes das in Summe wirkende Gelenkmoment gemessen wird, ist die Geo- metrie dieses Lösungsansatzes kompakt und gut in die kinematische Struktur integrierbar.

Am Beispiel der mechanischen Auslegung des Gelenkmomentsensors wird im Folgenden der weitere Entwurfsprozess der integrierten Drehmomentsensoren beschrieben. Nachdem die grobe Geometrie des Sensorkörpers für die kompakte Integration in die kinematische Struktur konzipiert ist, folgt als erstes die analytische Auslegung der Streben des Messkäfigs [107]. Durch den Aufbau des Manipulators kommt es im Gelenk zu Querbelastungen, welche sich als Übersprechen auf das gemessene Drehmomentsignal bemerkbar machen. Um diese Quermomente möglichst gleichmäßig und unabhängig der aktuellen Win-

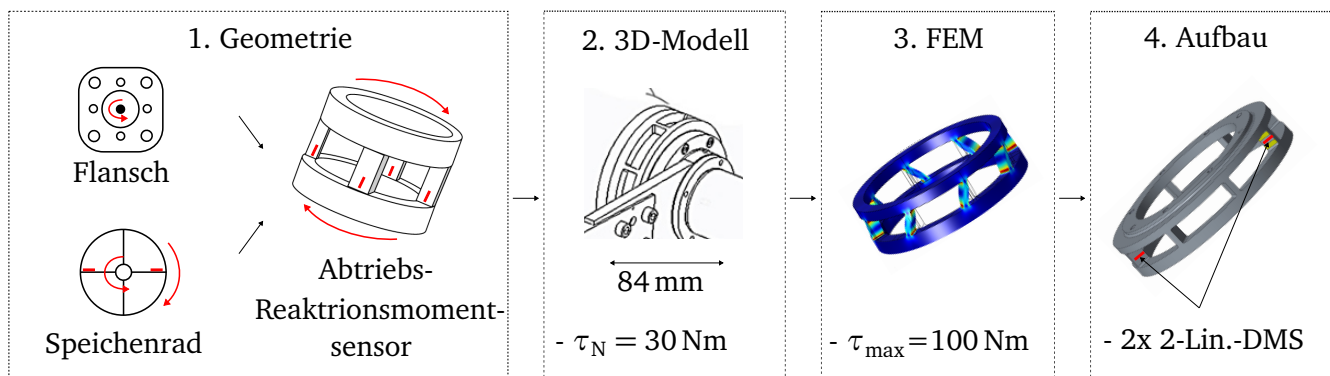


Abbildung 5.8: Sensorintegration in den Getriebe-Flansch zur Messung des Getriebereaktionsmomentes $\tau_{G,1}$ und $\tau_{G,2}$. Die Speichenrad-Geometrie ist zur Reduzierung des benötigten Volumens mit gleich großen Ringen verteilt auf zwei Ebenen mit dazwischen liegenden Biegebalken entlang des äußeren Getrieberadius konstruiert.

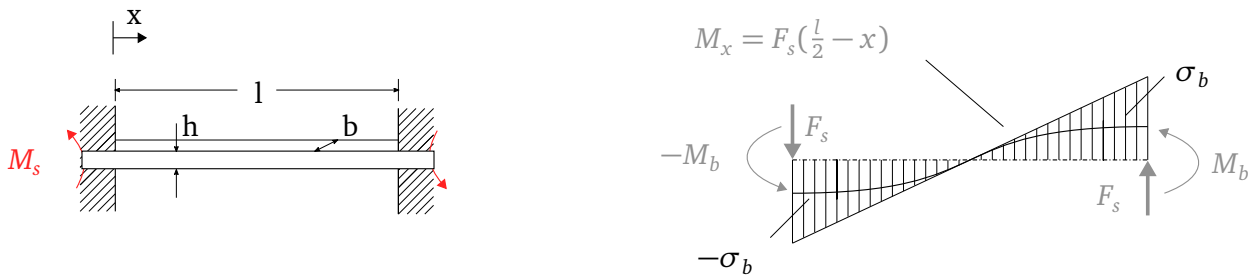


Abbildung 5.9: Geometrische Maße und zu messendes Drehmoment der Biegebalken (links), sowie resultierenden Dehnungsverlauf σ_b (rechts).

kelstellung auf den Messkäfig zu verteilen, werden insgesamt acht Biegestäbe vorgesehen. Die Geometrie der Ringe mit dem Radius r sowie die Länge l und Breite b der beidseitig eingespannter Biegestäbe (siehe Abbildung 5.9, links) ist durch die Abmaße des Getriebes gegeben. Ziel des analytischen Entwurfes ist es daher, eine optimale Dicke h des Biegebalkens zu bestimmen. Die Anforderungen sind, zum einen eine hohe Steifigkeit zur Vermeidung von Eigenschwingungen und Querempfindlichkeiten und zum anderen eine hohe Elastizität, um genügend Oberflächendehnung durch die Verformung des Materials zu erreichen. Das zu messende Drehmoment M_s kann über den Hebelarm r auf die wirkenden Kräfte F_s an der Einspannstelle der acht Biegestäbe umgerechnet werden (siehe Abbildung 5.9, rechts).

Das davon abhängige Biegemoment

$$M_b = \pm \frac{F_s \cdot l}{2} = \pm \frac{M_s \cdot l}{16r} = \pm \sigma_b \cdot W_b \quad (5.2)$$

ist über das, vom Rechteckquerschnitt abhängige, Widerstandsmoment $W_d = bh^2/6$ mit der gesuchten Biegespannung σ_b verknüpft. Für den einachsigen Spannungszustand erhält man über das E-Modul die maximale Dehnung an der Einspannstelle mit $s = \sigma_b/E$. Setzt man das Hookesche Gesetz und das Widerstandsmoment in Gleichung (5.2) ein, so erhält man für die analytische Berechnung der Dehnung an der Einspannstelle

$$\pm s = \frac{\sigma_b}{E} = \frac{3M_t l}{8Er bh^2} \quad (5.3)$$

Gleichung (5.3) muss je nach Sensorausführung an die verwendete Geometrie angepasst werden. Für die Auslegung der Biegebalken müssen zwei wesentliche Anforderungen erfüllt sein:

- Mises-Vergleichsspannung im Bauteil muss unterhalb der Streckgrenze des verwendeten Materials liegen. Für die Auslegung wird zusätzlich ein Sicherheitsfaktor (typ. 1,5) mit eingerechnet.
- Oberflächendehnung an Stelle der DMS-Position muss unter dem maximalen dauerwechsellastfesten Dehnbereich des verwendeten DMS ($s_{\max} = 1 \text{ mm/m} \dots 2,5 \text{ mm/m}$, typ. $500 \mu\text{m/m}$) liegen.

Durch Einsetzen der gegebenen Werte für den Sensor (siehe Tabelle 5.3) unter Verwendung der maximalen Spannungsbelastung in Gleichung (5.3), wird die Dicke von 2,4 mm für die acht Biegebalken aus Aluminium berechnet. Mit der Parameterwahl ist für das vereinfachte analytische Modell sichergestellt,

Tabelle 5.3: Charakteristische Werte der Drehmomentsensoren zur analytischen Auslegung

Nennmoment	Hebel	Wid.-Moment	E-Modul _{Alu}	Streckgrenze $\sigma_{0,2}$	$l \times b$	h
36 Nm	39 mm	$6,76 \cdot 10^{-9} \text{ m}^3$	70 kN/mm^2	150 N/mm^2	$10 \times 6 \text{ mm}^2$	2,4 mm

dass die mechanischen Spannungen bei Nennlast die Streckgrenze nicht überschreiten, wodurch es zu

einem plastischen Materialfluss kommen würde. Die berechnete Dehnung liegt an dieser Position bei $1,4 \text{ mm/m}$ und somit über dem typischen Wert von $500 \mu\text{m/m}$. Allerdings ist die mechanische Spannung an der Einspannstelle am größten, wo jedoch nicht direkt das Messgitter des DMS positioniert werden kann. Vielmehr sollte der DMS an einer gut zugänglichen Stelle des Biegebalkens positioniert werden und in diesem Bereich eine möglichst große Dehnung auftreten. Für eine genauere Analyse des Verlaufs der Hauptdehnung auf den Biegebalken und für eine Kontrolle der Einhaltung der Streckgrenzen im belasteten Spannungszustand, wird daher eine FEM-Simulation des Verformungskörpers durchgeführt. Im FEM-Simulationsprogramm *COMSOL Multiphysics* (Firma Comsol Multiphysics GmbH) wird dazu eine vereinfachte Geometrie des Sensorkörpers mit den entsprechenden Materialeigenschaften angelegt. Für die Simulation wird eine Festkörpermechanik definiert, um das Drehmoment in den Sensorkörper einzukoppeln. Anschließend wird das Volumenmodell mit einer Tetraeder-Vernetzung diskretisiert. Diese beschreibt den Spannungszustand vollständig mit jeweils drei Spannungsvektoren, deren Flächennormale linear unabhängig sind. Für die Auswahl der Elementgrößen des Gitternetzes wird eine Konvergenzanalyse durchgeführt. Für die stationäre Simulation des Dehnungs- und Spannungszustandes konvergiert die Simulation für einen Elementgrößenbereich von $0,1 \text{ mm} \dots 3 \text{ mm}$. Für die eigentliche FEM-Simulation wird die Breite h der Biegebalken variiert, bis die Zielgrößen der maximalen Spannung (100 MPa) und optimalen Dehnung ($300 \mu\text{m/m} \dots 500 \mu\text{m/m}$) erreicht werden. Das Ergebnis der Simulation ist eine Stegbreite von $2,58 \text{ mm}$, bei welcher die Restriktionen für die maximalen Spannungen im Material eingehalten werden (siehe Abbildung 5.10a). Somit stimmen das vereinfachte und numerische Modell nahezu überein. Die Abweichung des simulierten zum berechneten Wert beträgt 7% . Die maximal auftretende Dehnung an der Oberfläche des Biegebalkens liegt bei ca. $400 \mu\text{m/m}$ (siehe Abbildung 5.10b). Betrachtet man den linearen Dehnungsverlauf über die komplette Länge des Biegebalkens, so ergibt sich eine mittlere Dehnung von $300 \mu\text{m/m}$ über die Länge von 1 mm nahe der Einspannstelle. Die vom Drehmoment abhängigen Dehnungen werden mit insgesamt vier DMS gemessen. Die Verschaltung der DMS zu einer Vollbrücke kompensiert die Temperatureinflüsse, erhöht die kraftabhängige Brückenausgangsspannung und bietet zusätzlich den Vorteil einer möglichen Kompensation von Querbelastungen auf den Sensor.

Während in der Antriebstechnik auftretende Querlasten durch entsprechende Lagerung der Welle an der Messstelle des Drehmoments kompensiert werden, kommt es bei einem Exoskelett durch den Aufbau der seriell kinematischen Struktur zur Einkopplung der Gewichtskraft so wie Querkräfte durch den Nutzer. Diese Querbelastungen bestehen aus Querkräften und -momenten und rufen eine überlagerte mechanische Spannung im Messelement hervor, welche den Wert des gemessenen Drehmoments verfälschen. Bei maximal auftretenden Quermomenten von 28 Nm , ausgerichtet auf die Flächennormale des Sensors, entstehen so zusätzliche Spannungen von max. $17,7 \text{ MPa}$ und eine maximale Dehnung von $75,6 \mu\text{m/m}$.

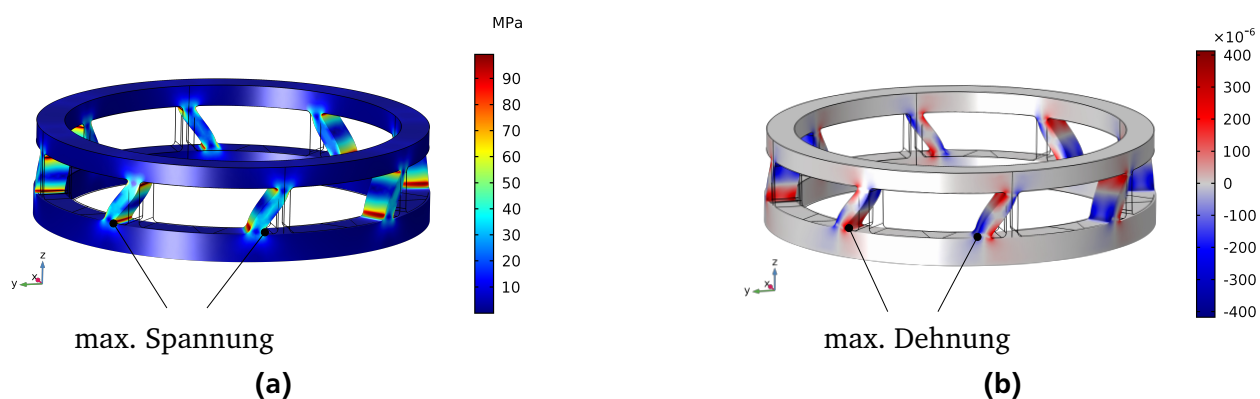


Abbildung 5.10: FEM-Simulation des Verformungskörpers und der Biegebalken zur (a) Überprüfung der maximalen Spannungen und (b) des Dehnungsverlaufes zur Positionierung der DMS.

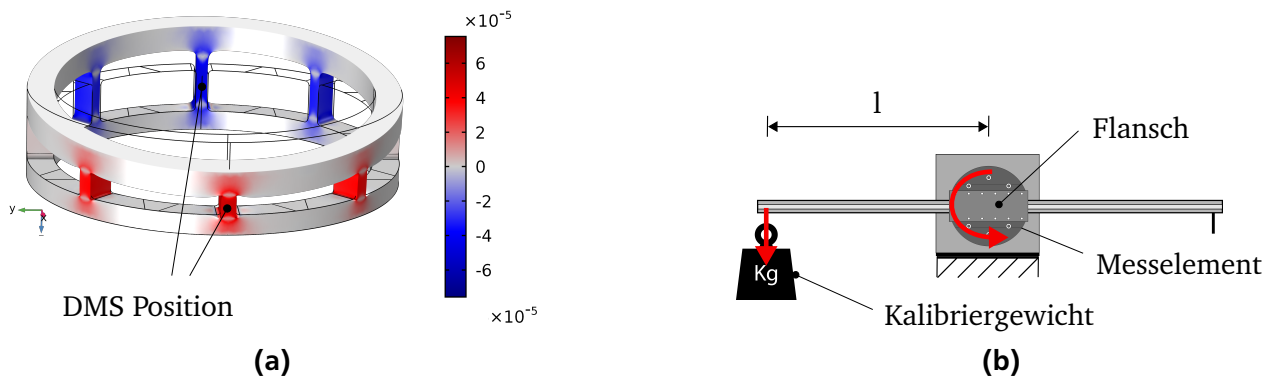


Abbildung 5.11: Dehnungsverlauf in den Biegebalken und Messstand. (a) Einfluss der Querbelastrungen auf den Dehnungsverlauf der Biegebalken und (b) Konzept eines vereinfachten Kalibrierstandes für Drehmomentsensoren.

(siehe Abbildung 5.11a). Das unter Nennlast zusätzlich addierte Quermoment sorgt für maximal auftretende Spannungen von 116 MPa. Dieser Wert liegt deutlich unterhalb der Dehngrenze. Durch eine Positionierung der DMS auf dem gegenüberliegenden Biegebalken (siehe Abbildung 5.11a) werden unter idealen Bedingungen die auftretende Fehler von 8,5 % bei Nennlast und voller Querlasteinkopplung kompensiert.

Neben der Auslegung der Verformungskörper-Geometrie ist die Qualität des aufgebauten Sensors besonders von der korrekten Applikation der Dehnmessstreifen abhängig. Um eine Temperaturabhängigkeit des Messsignals durch den Kabelwiderstand zu reduzieren werden die Sensoren in 6-Leiter Technik an die Verstärkerelektronik angeschlossen. Somit kann das differenzielle Spannungssignal der Messbrücke direkt auf die dort anliegende Versorgungsspannung bezogen werden, unabhängig von Einflüssen des Anschlusskabels. Bei der Verschaltung der einzelnen DMS zur Vollbrücke muss auf exakt gleiche Längen der Leitungen geachtet werden, um eine Nullpunktverschiebung der Messbrücke zu verhindern. Für die Messung der Dehnung an der über die Simulation definierten Position auf dem Biegebalken wird ein Linear-DMS der Firma HBM (1-LY7-0.6/120) mit einer Gitterlänge von 0,6 mm gewählt. Insgesamt werden vier DMS an zwei Stegen jeweils an die Position der maximalen Dehnung und Stauchung appliziert und zu einer Vollbrücke verschaltet.

5.2.2 Kalibrierung und Evaluation der Drehmomentsensoren

Durch das Aufbringen und Verschalten der DMS auf den Biegebalken wird über eine Verstärkerschaltung ein der Dehnung proportionales Spannungssignal ausgegeben. Der Zusammenhang zwischen der Oberflächendehnung und dem anliegenden Drehmoment ist zwar über das *Hookesche Gesetz* bekannt (vgl. Gleichungen (5.2) und (5.3), allerdings würde eine analytische Berechnung des Drehmoments auf Grund von Unsicherheiten des E-Moduls und der genauen Position der DMS zu einem Fehler weit über 10 % des Messbereiches führen. Aus diesem Grund wird bei Drehmomentsensoren eine Kalibrierung zu einer bekannten Referenz durchgeführt. Diese können entweder ein hochgenauer Referenzsensor oder definierte Gewichte, mit welchen der Aufnehmer belastet wird, sein. Durch die hohe Vielfalt der Sensorgeometrien wird hier die Kalibrierung stufenweise mit Gewichten an einem definierten Hebelarm zur Einleitung des Drehmomentes in den Verformungskörper durchgeführt. Dazu wird ein Kalibrierstand aufgebaut und der Hebel senkrecht zum Erdschwerefeld ausgerichtet (siehe Abbildung 5.11b). Da die Anforderungen an den, durch den Kalibrierstand vorgegebenen, Fehler für den Drehmomentensor des Exoskeletts gering sind, wird auf eine zusätzliche Lagerung verzichtet. Somit ist mit einer Messunsicherheit im einstelligen Prozentbereich zu rechnen. Bei den Drehmomentsensoren, welche in

die Seilzug-Untersetzung integriert sind, wird die Last über das Drahtseil des Seilzuges in die Struktur eingekoppelt. Bei der Kalibrierung wird zunächst zweimal das Nennmoment aufgebracht und dann stufenweise die Gewichte auf- und wieder abgelegt (in Anlehnung an [118]). Als Messverstärker für die Kalibrierung dient ein 1-Kanal Brückenverstärker (Typ EL3356-0010, Firma Beckhoff, 24 bit mit $< \pm 0,01\%$ Messfehler bei 12 V Speisung und 2 mV/V Nennkennwert). Nach dem Aufbringen eines Gewichts wird 10 s gewartet, bis das Einschwingen abgeklungen ist und dann für 10 s 100 Messwerte aufgenommen und gemittelt. Zunächst werden für jede Gewichtsstufe die Brückenspannungen in eine Wertetabelle eingetragen. Um daraus den Umrechnungsfaktor für das Drehmoment bestimmen zu können, muss eine geeignete Methode der Sensorkalibrierung gewählt werden. Die Zweipunktskalierung stellt das ungenaueste aber am einfachsten umsetzbare Verfahren dar. Eine genauere Kalibrierung bietet eine Polynom- oder Geradengleichung. Der Verlauf der aufgenommenen Kennlinien durch die Stützstellen ist dabei nichtlinear. Jedoch lässt sich dieser mit einer geeigneten Wahl einer linearen Funktion $y = mx + b$ beschreiben. Das hat den Vorteil, dass die daraus resultierende Steigung der Kennlinie flexibel in unterschiedliche Messelektroniken integriert werden kann, was bei Polynomgleichungen mit einer Vielzahl von Koeffizienten nicht der Fall ist. Für die Approximation der Kennlinie aus den vorhandenen Stützstellen wird die Gaußsche Fehlerquadratmethode gewählt. Hierzu wird die Summe der quadratischen Abweichungen der Messwerte durch deren Ursprung minimiert. Um die Genauigkeit der Sensoren zu erhöhen, wird jeweils der Einfluss einer separaten Links- und Rechtskalibrierung untersucht. Für die Implementierung muss in der Auswerteelektronik ein Vorzeichenwechsel erkannt und zwischen den Kalibrierwerten hin- und hergeschaltet werden. Um den relativen Fehler der Messwerte zur Geraden über den kompletten Messbereich darzustellen, wird die relative Interpolationsabweichung aufgetragen. Die Genauigkeit des Sensors wird über die maximale Abweichung der Messwerte zur Interpolationsgerade bezogen auf den Nennbereich angegeben.

Im Folgenden werden die Kalibrierkennlinien und relativen Fehler für die sieben Drehmomentsensoren der Seilrollenantriebe (siehe Abbildungen 5.12 und 5.13), der zwei Motor-Reaktionsmomentsensoren (siehe Abbildung 5.14) und der zwei Getriebe-Reaktionsmomentsensoren (siehe Abbildung 5.15) untersucht. Die Drehmomentsensoren der Seilrollenantriebe weisen einen linearen Verlauf über den jeweiligen Nennmomenten in positiver und negativer Beanspruchungsrichtung auf (siehe Abbildungen 5.12(a) und 5.13(a)). In den Kennlinien sind zwei Verläufe, mit einer deutlichen Linearitätsabweichung auffällig. Bei negativer Belastung von $\tau_{U,4}$ tritt ein maximaler Hysteresefehler von 10% auf. Bei den restlichen Sensoren ist dieser Fehler weit unter 1%. Die Ursache der Abweichung lässt sich auf die Krafteinkopplung und das dabei auftretende Spiel in den mechanischen Übertragungselementen während der Kalibrierung zurückführen. Bei $\tau_{U,1}$ knickt das gemessene Drehmoment im Vergleich zur linearen Kennlinie bei höheren Belastungen ab und zeigt einen flacheren Verlauf. Dieser Effekt ist ebenfalls auf die Kalibrierung zurückzuführen, da bei großer Last mechanische Einflüsse bei der Kalibriervorrichtung durch Nachgiebigkeiten eine größere Rolle spielen. Diese reduziert linear abhängig von der anliegenden Last das eingekoppelte Drehmoment auf den Sensor und fällt somit erst bei hohen Lasten ins Gewicht. Jeder Sensor ist auf seinen Nennlastbetrieb optimiert. Würde die Linearitätsabweichung direkt vom Messelement ausgehen, bspw. durch Kriechen des Materials oder der Zwischenschicht, dann würde diese Abweichung bei allen Sensoren auftreten. Dies zeigt sich auch in dem eher untypischen Anstieg des relativen Fehlers über dem Drehmoment von $\tau_{U,1}$ und $\tau_{U,3}$ (siehe Abbildung 5.12(b)).

Die Genauigkeitsklasse der Sensoren wird über die Linearitätsabweichungen bezogen auf den Nennwert angegeben (reduzierter Fehler). Die relative interpolierte Abweichung bezogen auf den jeweiligen Istwert (relativer Fehler) ist dadurch um ein vielfaches höher. Die maximalen Abweichungen treten in der Regel bei kleiner Last auf, fallen jedoch für die Bestimmung der Genauigkeit des Sensors bezogen auf den Nennmessbereich nicht ins Gewicht. Die Darstellung hilft bei der genaueren Analyse von Ursachen der Fehler und zeigt die Verbesserungsmöglichkeiten, bspw. durch eine separate Kalibrierung für Rechts- und Linksdrehmoment, auf. Im Fall von τ_1 reduziert sich dadurch der Fehler (größte auftretende Abweichung bezogen auf den Nennwert) von 9 % auf 1,8 %. Durch die Approximation der Sensor-Kennlinie durch eine bzw. zwei lineare Geraden steigt der relative Fehler bezogen auf den Istwert bei sehr klei-

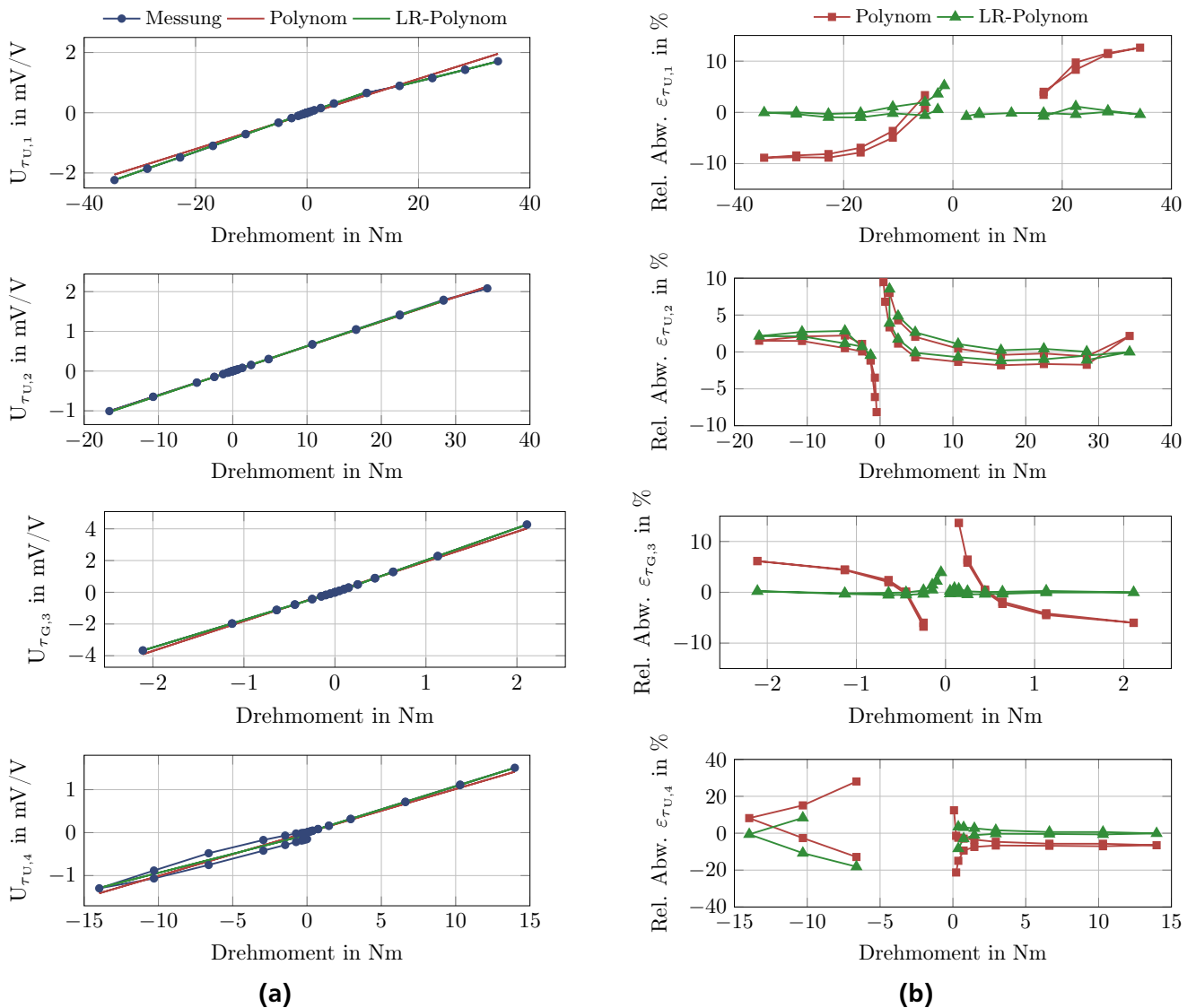


Abbildung 5.12: Kalibrierergebnisse der Drehmomentsensoren $\tau_{U,1}$, $\tau_{U,2}$, $\tau_{G,3}$ und $\tau_{U,4}$ der Seilrollen-antriebe. (a) Kennlinie der Sensoren mit Darstellung der einzelnen Messpunkte der Brückenspannungen $U_{\tau_{U,1}}$, $U_{\tau_{U,2}}$, $U_{\tau_{G,3}}$, $U_{\tau_{U,4}}$ und Kalibriergeraden, sowohl für den gesamten Kalibrierbereich, als auch getrennt nach Links- und Rechtsdrehmoment. (b) Relative Abweichung $\varepsilon_{\tau_{U,1}}$, $\varepsilon_{\tau_{U,2}}$, $\varepsilon_{\tau_{G,3}}$ und $\varepsilon_{\tau_{U,4}}$ zur Kalibriergeraden für den gesamten Bereich und getrennt.

nen Drehmomenten deutlich an. Systematische Fehler, verursacht durch den konstruktiven Aufbau der Sensoren und Lasteinleitung sowie temperaturbedingte Drift, lassen sich durch eine genauere Interpolationsgleichung kompensieren. Zufällige Fehler, bspw. hervorgerufen durch thermisches Rauschen des Sensors oder Quantisierungsrauschen des Messverstärkers lassen sich nicht kompensieren und schränken die Auflösung des Sensors ein, wodurch bei sehr kleinen Drehmomenten die Abweichung des Messwertes vom „wahren“ Wert sehr hoch sein kann. Für die Anwendung der Drehmomentsensoren zur Intentionserkennung bei Exoskeletten ist dieser Bereich nicht relevant, da die hier wirkende Unsicherheit erwartungsgemäß im selben Bereich der Modellungenauigkeiten liegt.

Die Motorflansch-Sensoren weisen ebenfalls ein lineares Übertragungsverhalten mit einem maximalen reduzierten Fehler von 0,5 % für $\tau_{M,1}$ und 1,3 % für $\tau_{M,2}$ bei einem Nennmoment von 310 mNm (siehe Abbildung 5.14a). Die relative Abweichung zeigt einen typischen Verlauf für Drehmomentsensoren, bei geringen Momenten steigt die relative Abweichung von der linearen Kennlinie (siehe Abbildung 5.14b).

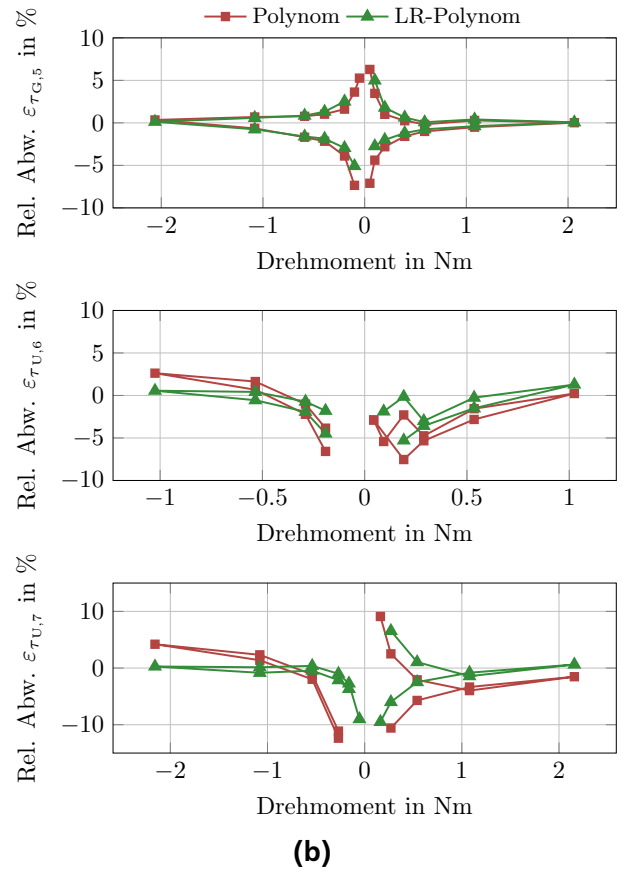
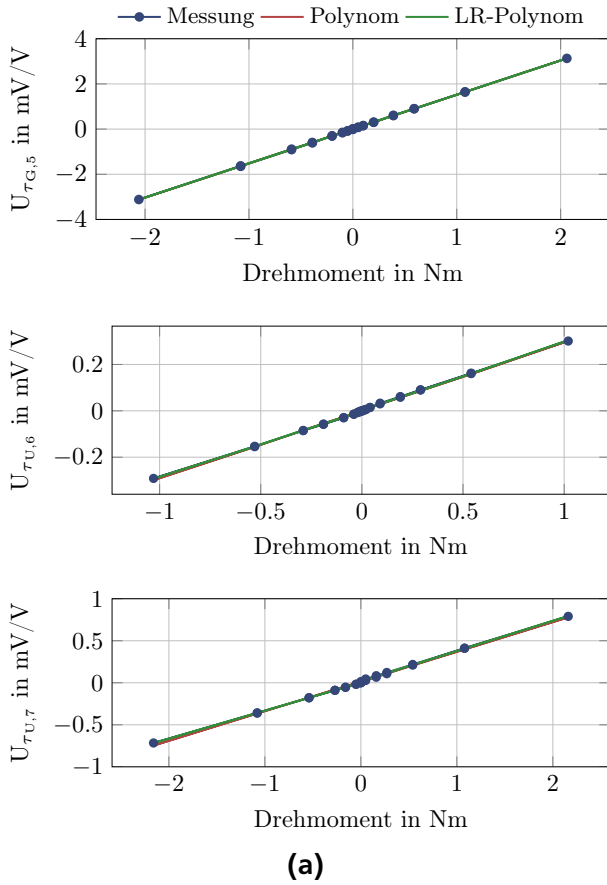


Abbildung 5.13: Kalibrierung der Drehmomentsensoren $\tau_{G,5}$, $\tau_{U,6}$ und $\tau_{U,7}$. (a) Messpunkte $U_{\tau_{G,5}}$, $U_{\tau_{U,6}}$, $U_{\tau_{U,7}}$, Kalibriergerade und (b) relative Abweichung $\varepsilon_{\tau_{G,5}}$, $\varepsilon_{\tau_{U,6}}$ und $\varepsilon_{\tau_{U,7}}$ zur Kalibriergeraden.

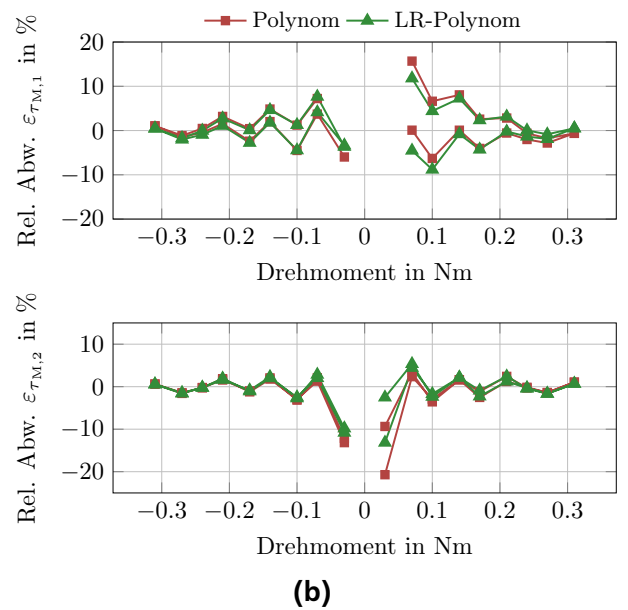
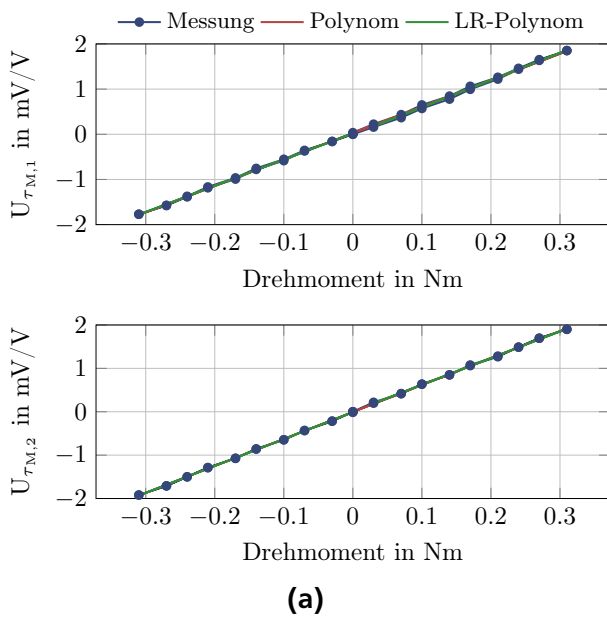


Abbildung 5.14: Drehmomentsensoren $\tau_{M,1}$, $\tau_{M,2}$ für den Motorflansch. (a) Messpunkte $U_{\tau_{M,1}}$, $U_{\tau_{M,2}}$, Kalibriergerade und (b) Relative Abweichung $\varepsilon_{\tau_{M,1}}$, $\varepsilon_{\tau_{M,2}}$ zur Kalibriergeraden.

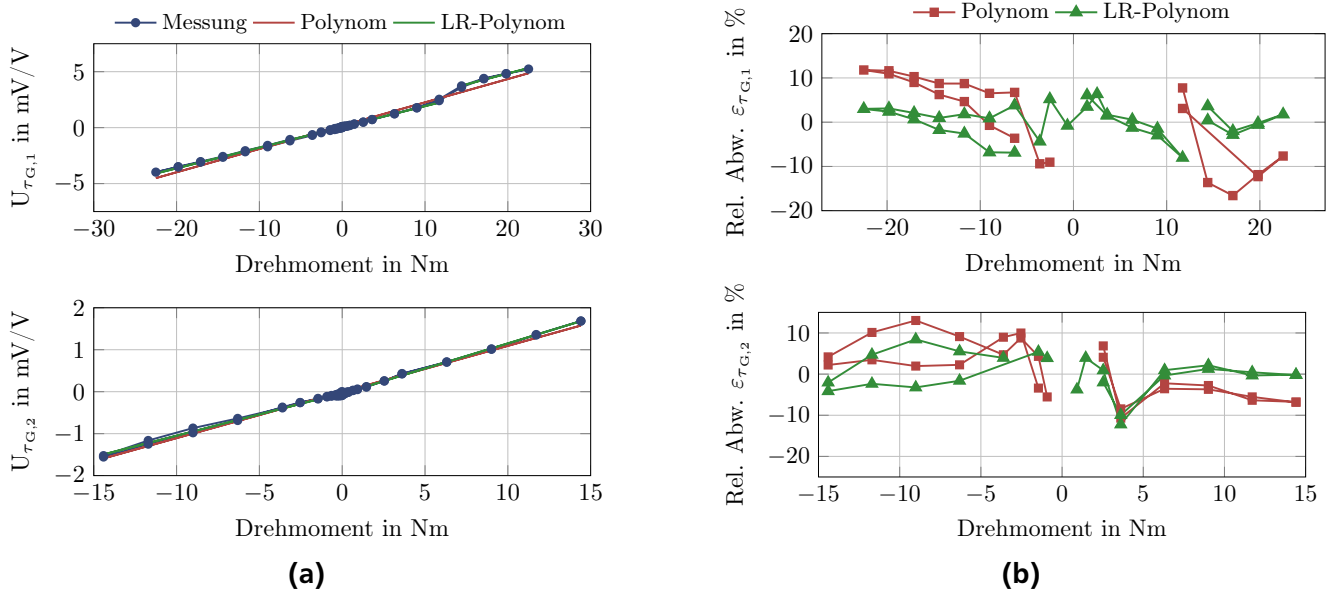


Abbildung 5.15: Kalibrierung der Drehmomentsensoren $\tau_{G,1}$ und $\tau_{G,2}$ für den Getriebeflansch. (a) Messpunkte $U_{\tau_{G,1}}$, $U_{\tau_{G,2}}$ und Kalibriergeraden sowie (b) relative Abweichung $\epsilon_{\tau_{G,1}}$ und $\epsilon_{\tau_{G,2}}$ zur Kalibriergeraden.

Durch das niedrige Nennmoment fällt der Einfluss von mechanischen Nachgiebigkeiten sowie Umkehrspiel bei der Kalibrierung weniger ins Gewicht. Dadurch wirkt sich der Wechsel aus Links- und Rechtsdrehmoment und dessen Kompensation nur gering auf den reduzierten Messfehler aus. Die Getriebe-Reaktionsmomentsensoren erfahren das volle Nennmoment der Gelenke des Exoskeletts. Die hohen Werte des Drehmoments erfordern eine hohe Steifigkeit des Kalibrierstandes. Es zeigt sich, dass durch den gegebenen mechanischen Aufbau der Kalibriervorrichtung eine deutliche Abweichung zur linearen Kennlinie festzustellen ist (siehe Abbildung 5.15). Dies ist besonders beim positiven Moment von $\tau_{G,1}$ und negativem Moment von $\tau_{G,2}$ zu erkennen. Durch die Aufteilung der Kennlinie in Links- und Rechtsdrehmoment wird der reduzierte Fehler von maximal 9 % auf 5,1 % reduziert. Auf Grund der Konstruktion des Drehmoment-Kalibrierplatzes für den Getriebe-Reaktionsmomentsensor mit Hebelarm wird die Abweichung zur linearen Kennlinie deutlich höher erwartet als im Vergleich zum Einbau in das Exoskelett. Jedoch muss dort der Einfluss von Querlasten auf den Sensorkörper mit berücksichtigt werden, wodurch die Genauigkeit im eingebauten Zustand in etwa der Kalibrierung entsprechen wird. Als Ergebnis der Charakterisierung aller strukturintegrierten Drehmomentsensoren werden deren maximalen Abweichungen vom Nennmoment ermittelt (siehe Tabelle 5.4).

Tabelle 5.4: Zusammenfassung aller Ergebnisse der Sensorkalibrierungen für die Seilrollenantriebe des 7 DoF Exoskeletts, sowie das Motorreaktionsmoment und Getriebereaktionsmoment für das Leichtbau-Exoskelett.

Typ	7 DoF Exoskelett							Leichtbau-Exoskelett			
Achse	$\tau_{U,1}$	$\tau_{U,2}$	$\tau_{U,4}$	$\tau_{U,6}$	$\tau_{U,7}$	$\tau_{G,3}$	$\tau_{G,5}$	$\tau_{M,1}$	$\tau_{M,1}$	$\tau_{G,1}$	$\tau_{G,2}$
Nennmoment in Nm	35	35	14	1,1	2,2	2,1	2,1	0,32	0,32	25	15
Lin. Abweichung in %	1,8	1,0	9,0	1,3	1,3	0,2	0,4	0,5	1,3	5,1	4,7

Fehlerquellen

Die Messunsicherheit der einzelnen Sensoren im eingebauten Zustand lässt sich nur schwer differenziert betrachten. Bei den Sensoren des 7 DoF Exoskelett findet durch das Seilrollengetriebe noch eine Unterbrechung des Drehmomentes statt, ebenso beim Sensor am Motorflansch des Leichtbau-Exoskeletts durch das Wellgetriebe. Daher fällt die Genauigkeit bezogen auf das Gelenkmoment entsprechend geringer aus. Die Fehlerquellen als Ursachen der Messunsicherheiten der Drehmomentsensoren lassen sich jedoch in drei nach Einfluss gewichtete Quellen unterteilen:

- Hoch: Konstruktiver Aufbau des Kalibrierstandes und Einbau in die kinematische Struktur sowie Einleitung der Last.
- Mittel: Fehler des Sensors in der Auslegung des vom Drehmoment abhängigen linearen Dehnungsverhalten, Fertigungstoleranzen, Applikation der Dehnmessstreifen sowie Abweichungen des Grundwiderstandes der Messleitungen.
- Niedrig: Fehler des Messverstärkers durch Quantisierungsrauschen und temperaturabhängige Drift des Verstärkers.

Bei der Fehlerbetrachtung mit den Abweichungen zur Kalibrierkennlinie wird der Temperatureinfluss auf den Messwert nicht berücksichtigt. Es wird vielmehr angenommen, dass die Sensoren bei Raumtemperatur im eingeschwungenen Zustand betrieben werden, so dass der Temperatureinfluss auf den Kennwert (TK_C) und auf das Nullsignal (TK_0) vernachlässigt werden können. Die Versuche zeigen, dass die Einkopplung des Drehmoments und die damit zusammenhängenden mechanischen Bauteile zur Lasteinleitung den größten Einfluss auf die Genauigkeit des Sensors haben. Im Laufe des Betriebes der Sensoren im eingebauten Zustand wird deutlich, dass der Sensor des Motorreaktionsmoments beim Anfahren aus dem Stillstand einen hohen Sprung, verursacht durch das Losbrechmoment des Getriebes, erfährt und so im Umkehrschluss geringe Drehmomenteinkopplungen auf der Abtriebsseite nicht ausreichend auflösen kann. Um den Einfluss des Getriebes auf den Messwert des Gelenkmomentes zu verhindern, wird daher der Sensor des Getriebereaktionsmoments für die Ableitung einer Nutzerintention bevorzugt.

5.3 Integrierte Sensoren zur Messung der Vorschubkraft

Neben der direkten Anbindung des Manipulators an den Nutzer findet bei eine Vielzahl von Anwendungen eine Interaktion des Exoskeletts bzw. einem am Endeffektor befestigten Werkzeugs mit der Umgebung statt. Die möglichen Anwendungsszenarien und entsprechenden Werkzeuge sowie Interaktionsarten sind dabei vielfältig und erfordern eine individuelle Sensorik zur Messung der wirkenden Kräfte. Daher wird im Folgenden beispielhaft eine anspruchsvolle Aufgabe mit variabler Interaktionskraft abhängig von einem unbekannten Objekt gewählt. Bei der Bohrung von Löchern in ein Objekt kommt es neben der exakten Position und Orientierung des Werkzeugs ebenfalls auf das Aufbringen einer konstanten Vorschubkraft an. Dieses Beispiel wird daher als Interaktionsaufgabe des montierten Werkzeugs mit einem Objekt in der Umgebung gewählt und die Methoden zur Umsetzung für ein kollaboratives Exoskelett im Folgenden näher untersucht.

Der Mensch führt die Aufgabe des gewählten Anwendungsszenarios mit Hilfe seiner haptischen Empfindung durch. Dabei wird auf Basis der kinästhetischen Wahrnehmung über die Muskeln und Gelenke die Kraft am Werkzeug bestimmt und adaptiert. Zusätzlich findet eine visuelle Kontrolle statt. Durch die Kollaboration mit dem Exoskelett geht diese Wahrnehmung des Menschen verloren. Die Interaktion muss daher sensorisch erfasst und die Kraft über eine geeignete Regelstrategie für eine kooperative Ausführung der Aufgabe durch den Manipulator aufgebracht werden [119].

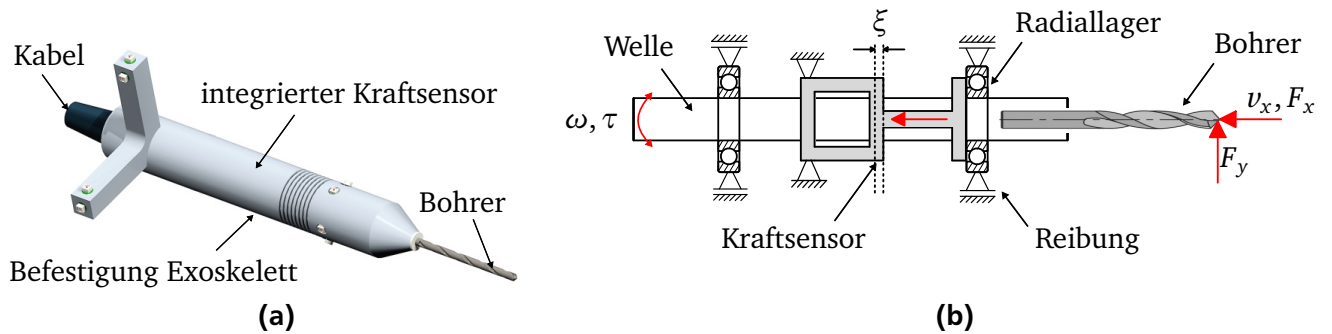


Abbildung 5.16: Strukturintegrierte Vorschubkraftmessung im Bohrwerkzeug. (a) Aufbau und Komponenten. (b) Axialer Schnitt zur Herleitung der Kraftübertragung auf das Messelement

5.3.1 Entwurf und Systemintegration

Für eine genaue Bestimmung der Vorschubkraft am Endeffektor muss diese möglichst direkt am Werkzeug gemessen werden. Gleichzeitig muss das Werkzeug ein geringes Gewicht < 1 kg aufweisen, um eine dynamische Positionierung im Raum und das Aufbringen einer Vorschubkraft von mindestens 20 N mit dem mobilen Exoskelett realisieren zu können. Diese hohen Anforderungen der Integrationstiefe an das Sensorsystem erfordern eine tiefer gehende Untersuchung bezüglich einer individualisierten Kraftsensorik. Dazu wird ein spezifisches Bohrwerkzeug entworfen, welches in der Lage sein soll, die Vorschubkraft am Endeffektor des Exoskeletts messen zu können.

Für ein solches Bohrsystem wird ein zylindrisches Gehäuse mit 180 mm Länge und 24 mm Durchmesser aus Aluminium ausgelegt (siehe Abbildung 5.16a), damit dieser als kompakter Endeffektor mit geringem Gewicht an das Exoskelett montiert und zusätzlich von den Hand des Nutzers fest umschlossen werden kann [120]. Die Rotationsbewegung des Bohrers wird mit einem geschwindigkeitsgeregelten Gleichstrom-Kleinstmotor (Serie 1741U024CXR, Faulhaber) erzeugt. Die Herausforderung bei der Vorschubkraftmessung eines Bohrers liegt darin, den Kraftfluss von dem rotierenden Teil auf das Messelement zu führen. Eine direkte Messung der Kraft ist durch die Rotation des Bohrers nicht möglich und es muss nach einer alternativen Möglichkeit der Sensorintegration gesucht werden.

Die Welle, worin der Bohrer kraft- und formschlüssig befestigt ist, wird über zwei Radiallager im Gehäuse geführt (siehe Abbildung 5.16b). Da die Vorschubkraft nur in eine Richtung gemessen werden soll, kann das Lager zur Krafteinleitung auf den Sensor genutzt werden. Der Innenring der Lager ist axial mit der Welle verbunden, der Außenring ist hierbei als Gleitlager in das Messinggehäuse integriert. Die Gleitreibungszahl ($\mu_G \approx 0,2$) kann durch Schmierung auf etwa ein Zehntel reduziert werden, um den Einfluss durch Haften und Reibung auf das Sensorsignal zu verringern. Der Außenring des Lagers leitet somit die Vorschubkraft auf der einen Seite in den Sensorkörper ein. Dieser muss auf der anderen Seite zur Kraftausleitung fest mit dem Gehäuse verbunden sein. Die Drehwelle hat einen Außendurchmesser von 8 mm, die beiden Lager sind in einem Abstand von 35 mm angeordnet. Da in dem Bohrergehäuse eine Vielzahl an Kabeln geführt werden, sollte der Außendurchmesser des Sensors $d_A \leq 12$ mm sein. Folgend wird der Messwandler anhand der Anforderungen an Geometrie und Messbereich für die Integration in den Bohrer ausgelegt.

Der Entwurfsprozess des mechanischen Wandlers gliedert sich ähnlich dem der Drehmomentsensoren in die analytische oder numerische Auslegung des Verformungskörpers und dessen Fertigung (siehe Abbildung 5.17). Neben einer geeigneten Auslegung der Geometrie und Schwächung des Körpers für einen optimalen Übertragungsfaktor, ist die Wahl des Verformungskörpermaterials von entscheidender Bedeutung. Ein detaillierter Vergleich möglicher Materialien für strukturintegrierte Kraftsensoren

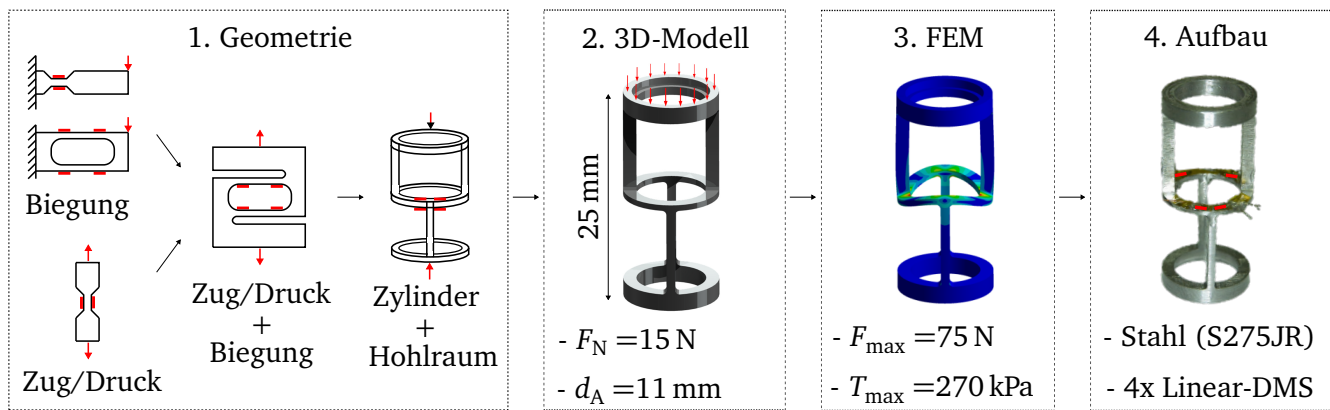


Abbildung 5.17: Entwurfsprozess der strukturintegrierten Kraftsensorik auf Basis von Kombination und Adaption der Verformungskörpergeometrien aus dem Stand der Technik an die spezifische Messaufgabe. Die Positionen der DMS und Krafteinkopplungen sind mit einer roten Markierung gekennzeichnet.

und die analytische Berechnung der Dehnungsübertragung wurde in der Dissertation von Jaqueline Rausch durchgeführt [121, S. 48-52]. Darauf basierend wurde in dieser Arbeit der Edelstahl Typ S275JR mit einer Streckgrenze von $T_S = 275 \text{ kPa}$ als Verformungskörper verwendet. Die Geometrie wird aus einer Kombination von Biege- und Zug/Drucksensoren gewählt und ermöglicht eine Durchführung der Drehachse des Bohrers durch den Körper. Die Stege zur DMS Applikation sind mittels FEM Simulation in ihrer Dicke auf eine Nenndehnung von $0,5 \text{ mm/m}$ bei einer Nennkraft $F_N = 15 \text{ N}$ und einem Überlastfaktor von 5 optimiert.

Die Zielstellungen des Verformungskörperentwurfs sind:

- Großer mechanischer Übertragungsfaktor ($F \rightarrow s$), kleiner Linearitätsfehler,
- elastisches Übertragungsverhalten, geringes Kriechen, überlastfest,
- geringes Volumen für hohe Messfrequenzgrenzen,
- Fertigung in wenigen Prozessschritten, Zugänglichkeit für die DMS-Applikation.

Die Auswahl der DMS-Platzierung erfolgte über die simulative Auswertung der Bereiche einer linearen Dehnungsübertragung auf den Stegen (siehe Abbildung 5.18). Für eine Vollbrückenschaltung zur Kompensation des Temperatureinflusses wurden jeweils zwei DMS (Typ 1-LY11-03.120 der Firma HBM) an

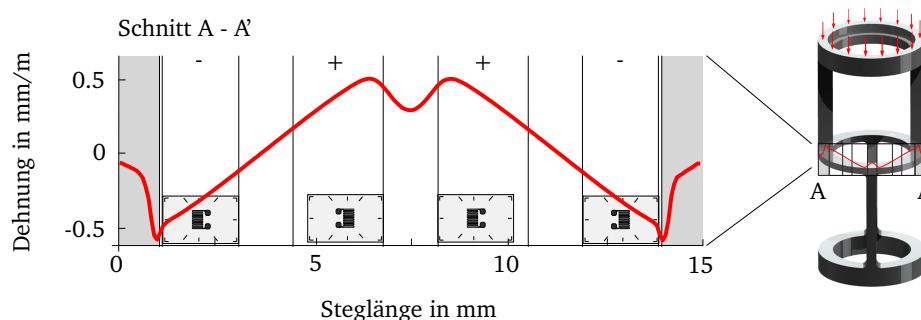


Abbildung 5.18: Dehnungsverlauf über eine Hälfte des radial-symmetrischen Stegs und Markierung der DMS Positionen in den Dehnungsmaxima und -minima. Im grau markierte Außenbereich wird ein Radius zur Reduzierung der Kerbspannung vorgesehen.

Stelle maximaler Dehnung (+) und zwei an Stelle maximaler Stauchung (-) platziert. Der Applikationsprozess gliedert sich in das Setzen der Markierung für die DMS-Positionierung, Reinigung, Auftragen der Zwischenschicht, DMS-Applikation und Versiegelung [122]. Für die Zwischenschicht wurde ein Cyanacrylat Klebstoff (Typ Z70, HBM) verwendet, durch ein konstanten Anpressdruck wurde eine Zwischenschichtdicke von ca. 10 μm erreicht. Das Messelement wurde mit einem Silikon (Typ SG250, HBM) gegen Feuchte versiegelt. Im nächsten Schritt zur Fertigstellung und Evaluation des Sensor wurde dieser kalibriert und das gesamte Sensorsystem auf dessen Messunsicherheiten untersucht.

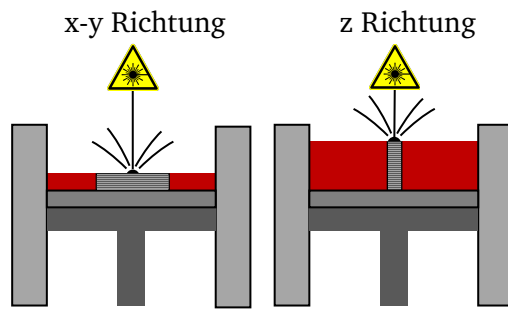
Als Zwischenfazit beim Entwurf eines strukturintegrierten Kraftsensors zeigt sich, dass sowohl die Fertigung des Verformungskörpers, als auch die händische Applikation der DMS an einer schwer zugänglichen Stelle den größten Zeitaufwand benötigen und die Gefahr einer hohen Streuung in der Qualität und somit Einbußen der Messgenauigkeit des Sensors bewirkt. Konventionelle Fertigungsverfahren, wie beispielsweise CNC Fräsen und Drehen, benötigen bei der Herstellung dreidimensionaler Sensorstrukturen mehrere Prozessschritte, welche die Form und die Skalierbarkeit des Bauteils stark einschränken. Für die Herstellung von Verformungskörpern mit komplexen Geometrien in geringen Stückzahlen stellen additive Fertigungsverfahren eine vielversprechende Alternative dar. Anstatt einer händischen Applikation der DMS, können diese beispielsweise durch ein Dünnschichtverfahren [123] auf ein Messelement strukturiert und der Verformungskörper schichtweise darauf aufgebaut werden. Die additive Fertigung von Kraft- und auch Drehmomentsensoren ist Teil aktueller Forschungen [124]. Vor allem im Bereich kapazitiver Elastomersensoren gibt es Untersuchungen zur Eignung dieses Verfahrens [125–127]. In dieser Arbeit wurden die bisherigen Forschungsansätze durch die systematische Untersuchung von additiven Fertigungsverfahren von metallischen Verformungskörpern für Kraft- und Drehmomentsensoren erweitert. Dabei wurde die grundlegende Fragestellung der Eignung von additiv gefertigten metallischen Verformungskörpern als mechanische Wandler für Kraft- und Drehmomentsensoren behandelt.

5.3.2 Additive Fertigung von Kraftsensoren

Die additive Fertigung von Sensoren eignet sich bei mechanischen Systemen mit hohen Anforderungen an eine kompakte Bauweise durch eine Reduzierung der benötigten Komponenten. Dies fordert einen hohen Individualisierungsgrad der Sensoren, der nicht durch kommerzielle Industriesensoren erfüllt werden kann. Die Technologien der additiven Fertigung für Metalle lassen sich in drei Gruppen unterteilen.

- Das Verfahren Laser Powder Bed Fusion (LPBF, auch bekannt als *selective laser melting*, SLM) ist ein generatives Fertigungsverfahren, bei welchem der pulverförmige Werkstoff in einer dünnen Schicht auf einer Grundplatte aufgebracht und mittels Laserstrahlung zu einer festen Materialschicht verschmolzen wird [128]. Im nächsten Prozessschritt wird die Grundplatte abgesenkt und erneut eine Pulverschicht aufgebracht und gesintert, bis das Bauteil gefertigt ist. LPBF ist aktuell in der Industrie der am häufigsten genutzte additive Fertigungsverfahren für Metalle [129]
- Beim Elektronenstrahlschmelzen (*electron beam melting*, EBM) wird ein Metallpulver gezielt durch den Elektronenstrahl im Vakuum aufgeschmolzen [130]. Im Vergleich zum LPBF Verfahren wird hierbei das aus einer Düse austretende Pulver komplett verschmolzen.
- Beim Pulver-Bindeverfahren (*metal binder jetting*, MBJ) werden die Schichten des Bauteils durch das Einspritzen von flüssigem Bindemittel in das Pulverbett selektiv verhärtet [131]. In einem zweiten Prozessschritt wird der Binder durch ein Infusionsverfahren mit metallischen Füllmaterial (z.B. Bronze) ersetzt.

Beim Vergleich dieser additiven Fertigungsverfahren für die Applikation des Bauteils als Verformungskörper, fallen die Nachteile des Elektronenstrahlschmelzens (geringere Auflösung) und Pulver-Bindeverfahrens (inhomogene Materialverteilung) gegenüber dem selektiven Laserschmelzen ins Ge-



Parameter	Wert
Laser Leistung	195 W
Geschwindigkeit	1 ms^{-1}
Linienabstand	$100 \mu\text{m}$
Laser Fokus	$107 \mu\text{m}$
Schichtdicke	$20 \mu\text{m}$

Abbildung 5.19: Selektives Laserschmelzen von Biegeproben. Verfahren zur Fertigung in x-y bzw. z Richtung (links) und Prozessparameter (rechts) nach [132].

wicht. Aus dem Grund wird nachfolgend die Eignung des LPBF-Prozesses zur Herstellung des Verformungskörpers für Kraft- bzw. Drehmomentsensoren näher untersucht (siehe Abbildung 5.19). Die Versuche wurden in Kooperation mit dem Institut für Produktionsmanagement, Technologie und Werkzeugmaschinen (PTW) durchgeführt [132]. Die LPBF-Fertigungsprozesse für die Strukturintegration von Sensor- und Aktorsystemen bauen auf entsprechende Vorarbeiten am Institut PTW auf [133, 134].

Die Qualität des Sensors hinsichtlich Messunsicherheit hängt dabei vor allem vom Dehnungsübertragungsverhalten des Verformungskörpers ab [135]. Die mechanischen Eigenschaften des LPBF Messelementes, wie bspw. Dichte und Porosität, werden durch die Pulverlegung, sowie Prozess- und Belichtungseinstellungen beeinflusst [136, 137]. Entscheidend für die Einhaltung der Geometrie und Oberflächenqualität sind die von der Baurichtung abhängigen Eigenspannungen [138]. Für die Untersuchungen werden sechs Biegebalken ($90 \text{ mm} \times 15 \text{ mm} \times 2 \text{ mm}$) aus einer 1,4542 Pulver-Legierung mit einer Lasersinter-Anlage (EOSINT 270, EOS GmbH) am Institut PTW sowohl in flacher x-y Richtung, als auch aufrechter z Richtung gefertigt. Die LPBF Prozessparameter wurden in Vorarbeiten hinsichtlich Oberflächenqualität und Eigenspannungen optimiert. Als Referenz dienen Biegebalken aus gerolltem 1,4542 Stahl.

Untersuchung der Oberflächeneigenschaften von LPBF-Proben

Die Ergebnisse der LPBF-Proben zeigen deutliche Unterschiede in den Bereichen Geradheit-Abweichungen, hervorgerufen durch fertigungsbedingte Eigenspannungen, und der Oberflächenqualität (siehe Abbildung 5.20). Alle Proben mit der x-y Fertigungsrichtung weisen eine starke Krümmung mit einer

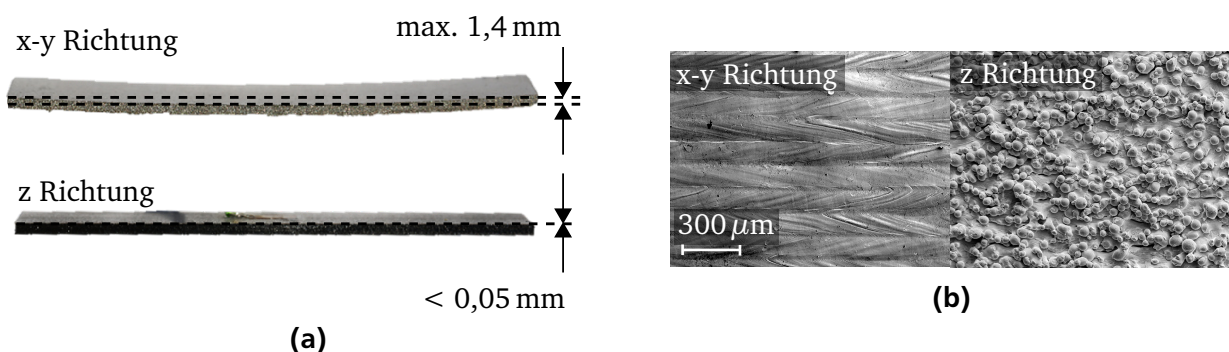


Abbildung 5.20: Formabweichungen der LPBF-Proben. (a) Geradheit der Biegeproben in Abhängigkeit der Baurichtung. (b) Die x-y Probe weist eine bessere Oberflächenqualität auf, die Bahnen des Lasers sind zu erkennen und das Pulver ist komplett aufgeschmolzen. Bei der z Richtung ist die Oberfläche rauer, da dort das Pulver nicht komplett aufgeschmolzen ist.

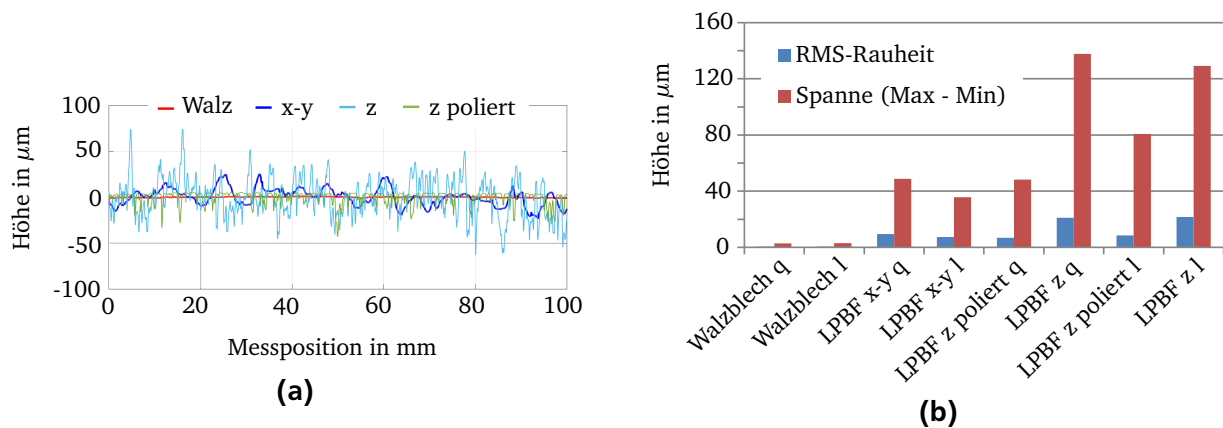


Abbildung 5.21: Oberflächenprofil der LPBF-Biegeproben (a) Messungen des Oberflächenprofils in transversaler Richtung. Die Verschiebung des Nullpunktes über die 10 mm Länge ist korrigiert. (b) RMS-Rauheit sowie minimale und maximale Spanne der Rauheit bei unterschiedlichen Oberflächen in Längs- (l) und Querrichtung (q).

maximalen mittigen Auslenkung von 1,4 mm auf, die Proben in z Richtung hingegen weisen eine zufriedenstellende Geradheit mit einer maximalen Auslenkung von 0,05 mm auf (siehe Abbildung 5.20a). Die Rauheit der Oberfläche weist deutliche Unterschiede in Abhängigkeit von der Baurichtung auf (siehe Abbildung 5.20b). Während die Oberfläche in horizontaler Richtung x-y sehr glatt ist, sind an den Proben mit vertikaler Baurichtung z deutlich nicht komplett geschmolzene Pulverrückstände zu erkennen. Die genaue Oberflächenbeschaffenheit wird mit einem Profilometer (Dektak8, Veeco Instruments Inc.) mit einer Auflösung von 10 nm untersucht. Die Tastnadel hat einen Durchmesser von $5\mu\text{m}$ und ist auf eine Kontaktkraft von $29,4\mu\text{N}$ eingestellt. Es wurden vier Proben untersucht: Ein gewalztes Blech, eine x-y Probe, eine z Probe und eine mit Schleifpapier bearbeitete z Probe. Der Ausschlag des Profilometers wird über 10 mm in transversale Richtung gemessen (siehe Abbildung 5.21a).

Die Rauheit der gewalzten Probe weist mit einer mittleren quadratischen Abweichung (RMS-Fehler, *root mean square error*) von $0,52\mu\text{m}$ (longitudinal und transversal) und einer Spanne von $2,92\mu\text{m}$ den mit Abstand kleinsten Wert auf (siehe Abbildung 5.21b). Die LPBF Probe in x-y Richtung liegt mit einem RMS-Fehler von $8,47\mu\text{m}$ bei einer Spanne von $42,1\mu\text{m}$ darüber. Eine hohe Rauheit weist die Probe in z Richtung mit einem RMS-Fehler von $24,75\mu\text{m}$ und $133,5\mu\text{m}$ Spanne auf, wodurch die Oberfläche nicht für eine direkte DMS Applikation geeignet ist. Da diese Proben für die weiteren Versuche eine bessere Geradheit ausweisen müssen, wird die Oberfläche nachträglich poliert (RMS-Fehler $7,7\mu\text{m}$, Spanne $64,41\mu\text{m}$), wodurch die Anforderungen für eine DMS Applikation erreicht werden können. Eine Regressionsanalyse zeigt eine deutliche Korrelation zwischen dem RMS-Fehler und der Spanne der Rauheit auf (Pearson-Korrelationskoeffizient $R = 0,97$), wodurch für eine weitere Analyse der Oberflächenqualität der RMS-Fehler ausreichend ist.

Untersuchung des Dehnungsübertragungsverhalten von LPBF-Proben

Das Dehnungsübertragungsverhalten der LPBF-Proben wird an einem 4-Punkt Biegemessplatz (nach der Dissertation J. Rausch [121]) untersucht. Die Kraft wird über einen Schrittmotor und eine Gewindespindel eingekoppelt. Die Referenz-Dehnung wird über die Biegung, gemessen mit einem Lasertriangulator (LK-G32, Keyence), und das E-Modul (956MPa [133]) berechnet. Gemessen wird die Oberflächendehnung mit einem Linear-DMS (1-LY61-3/350, Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH), welcher mit einem Cyanacrylat-Kleber (Z70, HBM) auf der Mitte der Probe appliziert wurde. Die dehnungsabhängige Widerstandsänderung wird mit einer *Source Measurement Unit* (SMU2450, Tektronix Inc.) in 4-Leiter

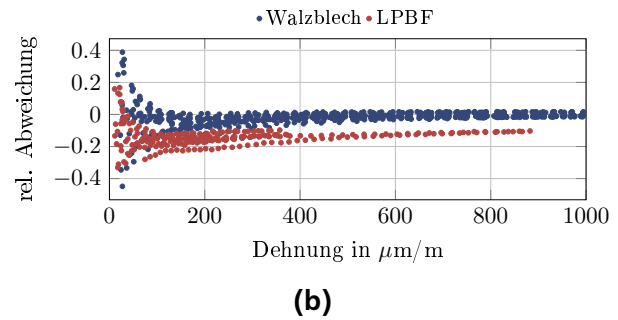
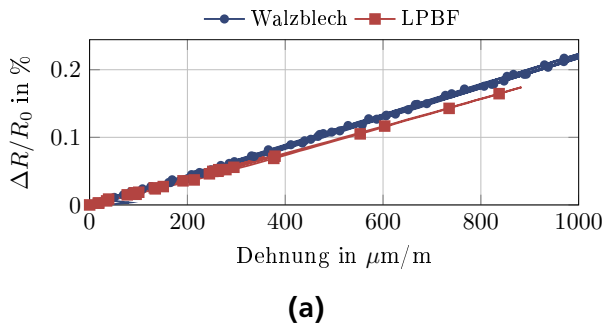


Abbildung 5.22: Evaluation des linearen Dehnungsübertragungsverhalten der LPBF-Proben im Vergleich zu einer Referenz-Probe mit gewalztem Federblech. (a) Relative Widerstandsänderung einer LPBF- und Walzblech-Probe ($R_0 = 350 \Omega$) des linearen DMS gegenüber der gemessenen Biegung und daraus berechneten Oberflächendehnung. (b) Berechnete Abweichung der relativen Widerstandsänderung zu einem idealen DMS. Der k-Faktor ist jeweils mittels linearer Approximation von jeder Probe bestimmt worden.

Widerstandsmessung mit 1 mA Stromspeisung aufgenommen. Die Proben der LPBF z Richtung und des gerollten Stahls werden zunächst 10 mal auf Nennlast mit 1 mm/m Dehnung belastet und dann kontinuierlich bis 1000 $\mu\text{m/m}$ (Walzblech) und 900 $\mu\text{m/m}$ (LPBF) be- und entlastet (siehe Abbildung 5.22a). Aus der gemessenen Widerstandsänderung $r = \Delta R/R_0$ und der Referenz-Dehnung s wird dessen Proportionalität - k-Faktor - mit der Methode der kleinsten Fehlerquadrate für jeden Be- und Entlastungszyklus berechnet. Die Abweichung zum linearen Übertragungsverhalten wird im Verhältnis zur Widerstandsänderung angegeben, um die relative Abweichung zu bestimmen (siehe Abbildung 5.22b). Ein ideales Dehnungsübertragungsverhalten entspricht einem linearen Verlauf mit weniger als 10^{-3} Abweichung und einer minimalen Differenz zwischen Be- und Entlastungszyklen, d.h. keine mechanische Hysterese. Die Messergebnisse zeigen, dass der Hysteresefehler im Bereich der Widerstands-Messunsicherheit (ca. 2 % der relativen Abweichung) liegt.

Für sehr kleine Dehnungen liegt die aufgenommene Brückenspannung unter der Auflösungsgrenze des Messgerätes. Beide Biegeproben zeigen die gleichen Abweichungen im Rahmen der Messunsicherheit mit einer relativen Abweichung von $\pm 0,03 \%$ zur linearen Kennlinie für Dehnungen größer 500 $\mu\text{m/m}$. Die LPBF-Proben zeigen eine geringe, dehnungsabhängige Abweichung zum Referenzmesswert. Diese ist vermutlich auf Toleranzen des k-Faktors der DMS ($\pm 1 \%$), Positionierungsfehler sowie Varianz in der Zwischensicht bei der DMS-Applikation zurückzuführen. Bei linearen Abweichungen handelt es sich um systematische Fehler, welche durch die Kalibrierung ausgeglichen werden.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass die Oberflächenqualität der X-Y-Proben für die direkte Applikation von DMS besser geeignet ist, jedoch durch die große Fläche einer Bauebene des liegenden Elementes eine hohe mechanische Spannungen während des LPBF-Prozesses hervorgerufen wird. Durch die geringere Fläche der Aufbauschichten bei den Z-Proben treten diese Spannungen nicht merkbar auf, jedoch fällt die schlechte Oberflächenrauheit, hervorgerufen durch die nicht komplett aufgeschmolzenen Pulverpartikel, höher ins Gewicht. Im Vorfeld erwartete Hysterese-Effekte durch strukturelle Veränderungen, verursacht durch kleine Brüche und Pulverrückstände (siehe dazu Untersuchungen in [139]), traten nur im geringen Maße auf.

Betrachtet man die Ergebnisse der Untersuchungen zur additiven Fertigung von Kraft- und Drehmomentsensoren durch LPBF, zeigen diese ein vielversprechendes Verfahren zur Herstellung individueller, komplexer Sensorstrukturen. Das mechanische Verhalten der LPBF-Strukturen ist vergleichbar zu konventionellen Materialien, welche zerspanend bearbeitet werden. Relevante Sensorparameter, wie bspw. der Nennmessbereich und Überlastbarkeit, können im Fertigungsprozess auf die individuelle Anwendung spezifisch eingestellt werden. Der zeitaufwendigste Schritt in der Sensorfertigung, die händische DMS-

Applikation, ist hierbei noch nicht optimiert. Wünschenswert wäre der Aufbau einer dreidimensionalen Sensorstruktur auf ein mittels Dünnschichttechnik hergestelltes Messelement, ähnlich der Herstellung von Drucksensoren. Durch den additiven Aufbau wäre sowohl die Krafteinleitung auf das Messelement, als auch ein Gehäuse des gesamten Sensoraufbaus mit Sensorelektronik realisierbar.

5.3.3 Kalibrierung und Evaluation der Kraftsensoren

Für den Vergleich der Verformungskörper, hergestellt mit zerspanendem und additiven Fertigungsverfahren (MBJ), werden jeweils zwei Proben aufgebaut und vermessen. Zusätzlich wird der konventionell hergestellte Sensor in das Gehäuse eingebaut und vermessen. Die Proben werden in einem Prüfstand mit aktuierter Lasteinkopplung zunächst mehrfach auf doppelte Nennlast belastet und anschließend eine Kraft von 0 N bis 30 N in 2 N Schritten aufgebracht. (siehe Abbildung 5.23). Als Referenzsensor dient eine in den Kraftfluss integrierter Kraftsensor mit Brückenverstärker (Typ U1A und MC 30, HBM). Die Messbrücke der Kraftsensoren wird mit 5 V gespeist und die Brückenspannung mit einer Verstärkungsfaktor von 200 ausgewertet (Messverstärker Typ 5271, Kistler Instrumente AG). Der Übertragungsfaktor

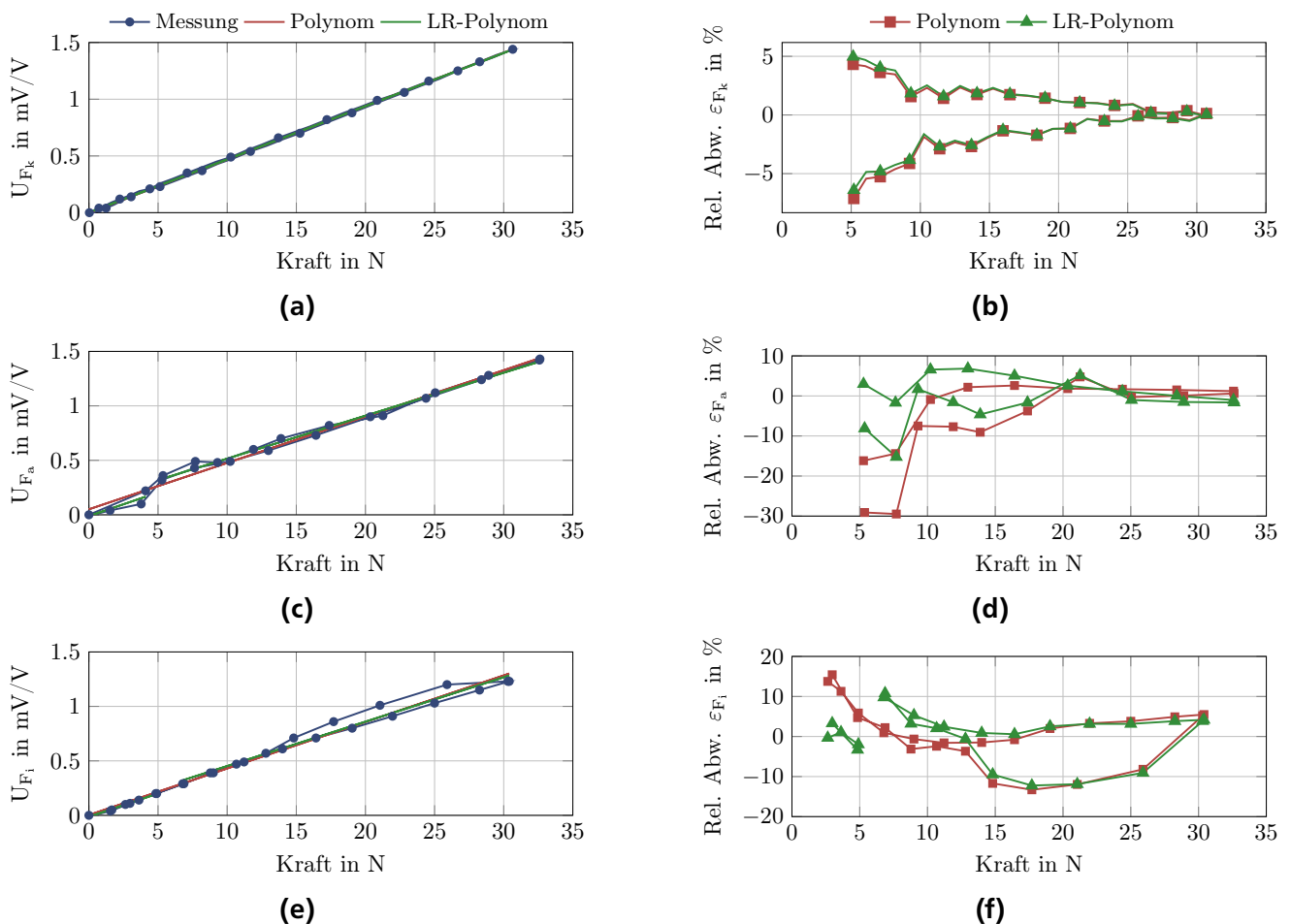


Abbildung 5.23: Evaluierung der Kraftsensoren mit konventionellem Fertigungsverfahren F_k (a, b), additivem Verfahren F_a (c, d) und eingebaut in den Bohrer F_i (e, f). Links: Kalibrierung der Kraftsensoren, Darstellung der einzelnen Messpunkte U_{F_k} , U_{F_a} , U_{F_i} mit jeweils einer Kalibriergerade und Auftrennung der Kalibriergerade in zwei lineare Bereiche. Rechts: Relative Abweichung zur Kalibriergeraden ε_{F_k} , ε_{F_a} und ε_{F_i} für den gesamten Bereich und getrennt.

der Sensoren beträgt $B_0 = 0,045 \text{ mV/N}$ mit einer Varianz von $1,7 \cdot 10^{-6}$ und wurde zusätzlich mit der Auflage von Gewichten bis 2 kg validiert. Alle Sensoren zeigen ein lineares Übertragungsverhalten. Der additiv gefertigte Sensor weist im niedrigen Lastbereich ein höheres Hystereseverhalten auf, das durch nicht komplett aufgeschmolzenes Pulver zu erklären ist. Beim integrierten Sensor tritt ein erkennbarer Hysteresefehler erst oberhalb des Nennmessbereiches ab 15 N auf. Das ist durch die Reibung des Radial-lagers an der Gehäuseinnenseite bei erhöhtem axialen Ausschlag des Sensors zu erklären.

Die Sensoren beider Fertigungsverfahren eignen sich auf Grund ihrer geringen Messunsicherheit (siehe Tabelle 5.5) für den Einsatz der Vorschubkraftmessung in einem rotierenden Bohrer. Die bisher vor-

Tabelle 5.5: Lineare Abweichung zur Nennkraft von 32 N der untersuchten Sensoren.

Typ	F_k (konventionell)	F_a (additiv)	F_i (integriert)
Lineare Abweichung in %	1,3	4,5	7,3

gestellten Lösungen zur Messung des Interaktionsmomentes und -kraft basieren auf dem mechanischen Wirkprinzip und eignen sich für die Darstellung der physischen Interaktion. Im Folgenden wird dagegen ein weiteres Verfahren vorgestellt, welche eine Intentionserkennung auf Basis kognitiver Interaktion ermöglicht.

5.4 Bestimmung der Nutzerintention auf Basis von EMG

Für die Erkennung von Bewegungsintentionen des Nutzers kann dessen kognitive Interaktion in Form der elektrischen Muskelaktivierung (Elektromyografie - EMG) bestimmt werden. Dabei werden Summenaktionspotentiale auf der Haut mittels Oberflächen Elektroden aufgenommen, welche bei der Aktivierung eines Muskels durch das zentrale Nervensystem zur Ausführung einer Bewegung entstehen [140]. Durch Positionierung von zwei Elektroden auf dem entsprechenden Muskel kann die dort aufkommende Spannung gemessen werden. Die Qualität des Ausgangssignals hängt stark von der korrekten Positionierung der Elektroden sowie Vorbereitung der Haut zur Reduzierung des Kontaktwiderstandes ab [141]. Der nötige Prozess, um mehrere, an der Bewegung des jeweiligen Gelenkes beteiligte, Muskeln mit EMG Elektroden auszustatten und zu verkabeln ist sehr aufwendig und nicht reproduzierbar. Zu Beginn jeder Messung muss eine Kalibrierung der maximalen Aktivierung erfolgen, da die elektrische Spannung bei jeder erneuten Positionierung und auch über die Zeit variiert.

Für die Bestimmung der Nutzerintention auf Basis von EMG, muss der Zusammenhang zwischen der gemessenen Muskelaktivierung und daraus resultierenden Kraft bekannt sein [142]. Die, für die Bewegungen der oberen Extremität relevanten, Muskeln sind eingehend in der Literatur untersucht und evaluiert worden [143, 144]. Allerdings eignet sich nicht jeder Muskel zur Bewegungsintentionserkennung mittels EMG im Hinblick auf die Verwendung eines mobiles Exoskeletts. Zum einen reicht die Signalintensität einzelner Muskeln bei der Gelenkbewegung unter geringer Last nicht aus und zum anderen liegen Armmanschetten oder Gurte des Exoskeletts an der Messstelle. Für die Erkennung einer Bewegungsintention bei getragenen Exoskelett mittels EMG muss der Nutzer in der Lage sein, bei jeder Gelenkstellung beide Muskeln eines antagonistischen Paares zu kontrahieren, um ein ausreichend hohes EMG-Signal zu erzeugen. Dies wird im Folgenden für den ersten Freiheitsgrad des Schultergelenkes genauer untersucht. Die an der Abduktion/Adduktion beteiligten Muskeln werden zunächst auf Eignung einer Positionierung der Elektroden in Kombination mit dem Exoskelett überprüft. Von den vier möglichen Muskeln verbleiben der Deltoideus und Triceps (siehe Muskel 1 und 2 in Abbildung 5.24a). Der Muskel Triceps ist zwar nicht direkt an der Bewegung des Schultergelenkes beteiligt, wird jedoch bei der Übertragung der Kraft auf die Oberarmverbindung zum Exoskelett aktiviert.

Für den Versuch werden die Muskeln 1 und 2 mit EMG Elektroden beklebt und der Arm in 10° Schritten

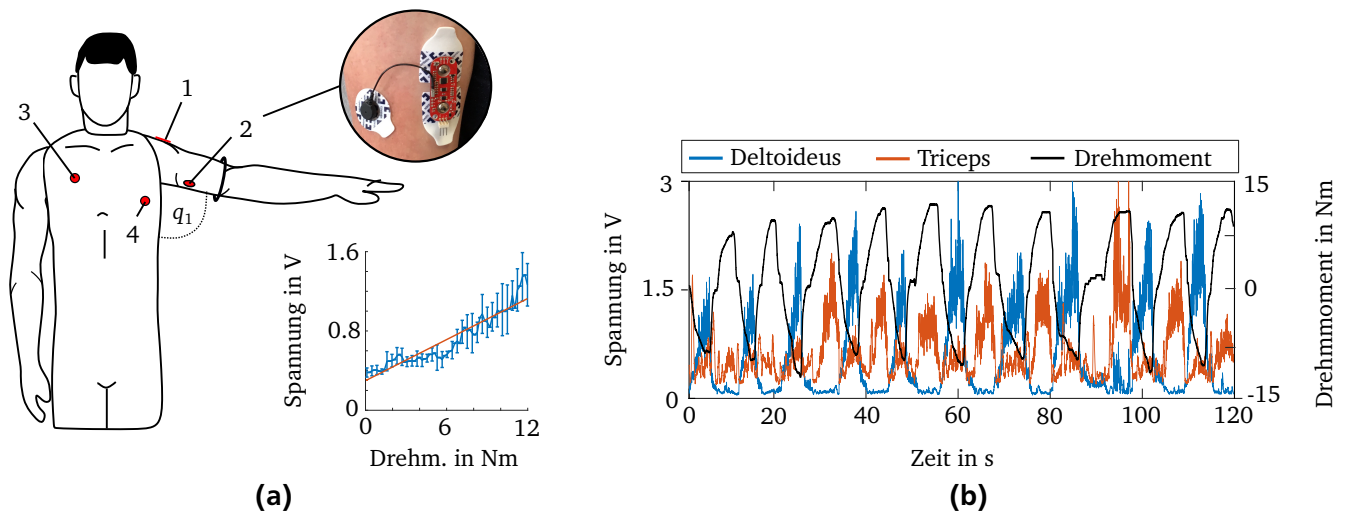


Abbildung 5.24: Evaluation des Zusammenhangs zwischen Muskelaktivierung durch EMG und Gelenkmoment in Abhängigkeit der Schultergelenkstellung, beginnend bei vollständiger Adduktion ($q_1 = 0^\circ$) und Abduktion ($q_1 = 90^\circ$) [97]. a) Die an der Bewegung beteiligten Muskeln sind: 1) M. Deltoideus, 2) M. Triceps, 3) M. Pectoralis Major, 4) M. Teres Major (Rückenseite). Zusammenhang zwischen EMG Signal und Drehmoment für den M. Deltoideus bei $q_1 = 40^\circ$. b) Verlauf des EMG Signals und Gelenkmomentes über der Zeit bei den einzelnen Gelenkstufen.

durch das Exoskelett gehoben. Der Proband versucht bei jeder Gelenkstellung ein positives und negatives Drehmoment von ± 12 Nm aufzubringen. Zusätzlich wird bei einer Stellung von 40° fünf mal hintereinander mit 10 min Pause der Versuch wiederholt und die Muskelaktivität über das Drehmoment dargestellt (siehe Abbildung 5.24a). Es ist ein linearer Zusammenhang zwischen der elektrischen Spannung und dem Drehmoment erkennbar. Die Standardabweichung um den mittleren Messwert beträgt $\pm 0,26$ V bei größeren Drehmomenten mit $\Delta M = 12$ Nm. Dies ist auch im zeitlichen Verlauf des EMG-Signals bei diskreten Gelenkwinkelstellungen zu erkennen (siehe Abbildung 5.24b). Es ist ein deutliches Signal des jeweils an der Lasteingkopplung beteiligten Muskels zu erkennen, das mit zunehmender Zeit und Gelenkwinkel durch die Gewichtskraftkompensation des eigenen Armes steigt. Zu Beginn ist bei 0° bis 10° die Aktivität des Tricpes gering, da das Exoskelett nahe am Körper positioniert ist und nur ein geringer Hebel aufgebracht werden kann.

Der Versuch zeigt, dass es möglich ist beim Tragen eines Exoskeletts Muskeln zu identifizieren, dessen elektrische Aktivierung in einem direkten Zusammenhang mit dem aufgetragenen Drehmoment steht. Eine modellbasierte Ansteuerung des Exoskeletts auf Basis der EMG-Messung ist auf Grund der hohen Varianz und Fehleranfälligkeit jedoch nicht geeignet. Vielmehr müssen regelungstechnische Lösungen untersucht werden, welche mit der gegebenen Signalqualität ein stabiles Steuersignal erzeugen können.

5.5 Zusammenfassung

Für die Bestimmung relevanter Zustandsgrößen zur Mensch-Exoskelett-Kollaboration werden Verfahren zur Integration von Drehmomentsensoren in die Gelenkstruktur des Manipulators vorgestellt. Dabei wird der gesamte Antriebsstrang vom Motor hin zur Verbindungsstelle untersucht, um mögliche Positionen und Messprinzipien zu evaluieren. Es wurden drei Ansätze von Drehmomentsensoren realisiert und miteinander verglichen. Abhängig von der vorhandenen Gelenkstruktur eignet sich sowohl der Ansatz der Sensorintegration in die Kraft- bzw. Drehmomentübertragende Mechanik, bspw. bei Seilzug-Antrieben,

als auch die Messung des Reaktionsmomentes an der Abtriebsseite des Getriebes. Dies ermöglicht eine kompakte Realisierung der kinematischen Struktur bei gleichzeitig hochauflösender Messung des Gelenkmomentes. Ebenso erfordert die Bestimmung von Interaktionskräften für spezifische Aufgaben, hier das Bohren in ein Objekt mit unbekannter Dichte, einen strukturintegrierten Lösungsansatz. Um den hohen Fertigungsaufwand bei Sensoren mit hohem Individualisierungsgrad zu reduzieren werden erstmals Grundlagen zur additive Herstellung von metallischen Verformungskörper untersucht. Obwohl die Qualität der dreidimensionalen Strukturen durch Optimierung der Prozessparameter noch deutlich verbessert werden muss, kann die Eignung des vorgestellten Verfahrens anhand des erreichten stabilen Übertragungsverhaltens bereits bewiesen werden. Der mit diesem neuen Prozess hergestellte Kraftsensor eignet sich auf Grund seiner kompakten Bauweise und ausreichenden Genauigkeit im eingebauten Zustand für die Messung der Interaktionskräfte des Werkzeugs. Die Strukturintegration liefert dabei zusätzlich eine robuste Lösung für die raue Arbeitsumgebung bei kollaborativen Bohrungen mit dem Exoskelett.

Für die kognitive Intentionserkennung wird die Möglichkeit einer EMG Messung in das Gesamtsystem implementiert und am Aufbau untersucht. Es zeigt sich, dass aus bestimmten Muskelgruppen bei gleichzeitig getragenen Exoskelett ein Zusammenhang zwischen elektrischer Aktivität und resultierendem Drehmoment grob hergeleitet werden kann. Daraus ergibt sich eine zusätzliche Möglichkeit, auch ohne gemessenen Interaktionsmoment eine Bewegungsintention auf Basis elektrischer Signale ableiten zu können. Da das Verfahren auf Grund einer zu hohen Messunsicherheit keine reproduzierbaren Messwerte liefert, müssen entsprechende regelungstechnische Methoden für eine sichere Ansteuerung des Exoskeletts untersucht werden.

6 Sensoren und Verfahren für Gelenkwinkel und Endeffektorposition

Neben der Erkennung der Nutzerintention durch integrierte Drehmomentsensorik, ist für die Umsetzung der aktiven Unterstützung des Menschen durch das Exoskelett eine Planung und Ausführung von bestimmten Bewegungen essentiell. In dieser Arbeit werden dafür zwei Ansätze verfolgt, zum einen durch die dynamischen Vorgaben von Armpositionen und -bewegungen durch eine weitere Person und zum anderen durch eine Pfadplanung und die entsprechende Ausführung von der aktuellen Position hin zu einer Zielposition. Für beide Aufgaben stellt sich die Frage, wie die Endeffektorpose des Exoskeletts bzw. die Gelenkwinkel der bedienenden Person sensorisch erfasst werden können. Besondere Herausforderungen liegen hierbei in der Vorverarbeitung von Rohdaten der Sensoren und Bereitstellung der gesuchten Zustandsgrößen an das Planungs- und Regelungssystem in Echtzeit. Folgend werden daher geeignete Verfahren zur sensorischen Erfassung und Signalverarbeitung vorgestellt, um Gelenkwinkel und Endeffektorpositionen für ein kollaboratives Exoskelett zu bestimmen.

6.1 Sensorische Erfassung von Armbewegungen

Die sensorische Erfassung von dynamischen Bewegungen kann beispielsweise zur Bestimmung von Bewegungsabläufen durch eine weitere Person eingesetzt werden, die dann mit Hilfe des Exoskeletts zur (Wieder-)Erlernung oder Unterstützung genutzt werden können. Messverfahren zur sensorischen Erfassung von Bewegungen des Menschen lassen sich in optische-, mechanische-, magnetische-, und inertielle Systeme unterteilen [145]. Bei optischen Messverfahren kommen digitale Flächen- und Zeilen-Kameras zum Einsatz. Die Bewegung der Extremitäten wird über reine Bildverarbeitung, unterstützt durch strukturelles Licht (Infrarot-Laser-Projektor), oder aktive/passive Marker erfasst. Mechanische Bewegungserfassung bestimmen die Gelenkwinkel mit passiven Exoskeletten über an den Gelenken montierte Winkelencoder [146]. Beim magnetischen Messverfahren werden Sender an verschiedenen Punkten des Körpers befestigt. Empfänger messen am Körper oder stationär die Intensität des Magnetfeldes und bestimmen daraus die Bewegung [147]. Inertielle Sensoren werden ebenfalls an beweglichen Punkten des Körpers befestigt und messen über die Beschleunigung und Drehrate die relative Bewegung. Für den mobilen Einsatz eignen sich besonders die inertielle Messeinheiten (IMU, *inertial measurement unit*) im Gegensatz zu den anderen vorgestellten, stationären Messverfahren. Um die als Netz aufgespannten einzelnen Sensoren zu verbinden, ist eine aufwendige Sensordatenfusion notwendig. Zudem ist ein entscheidender Faktor die Bereitstellung von Messdaten ohne Verzögerung mit einer passenden Schnittstelle. Daher wird im Folgenden nach den hergeleiteten Anforderungen ein Sensorsystem für die obere Extremität entworfen und evaluiert. Dieses besteht hardwareseitig aus mehreren Inertialsensoren, welche Beschleunigungen und Drehrate erfassen und softwareseitig aus eine Sensordatenfusion zur Bestimmung der Orientierung sowie Kalibrierung auf die Gelenkachsen des Menschen. Dieser Ansatz hat den Vorteil, dass das System durch kleinste mikroelektromechanische Systeme (MEMS) Sensorik sehr kompakt am Körper getragen werden kann und damit mobil ist. Für die Bestimmung der Gelenkwinkel wird die relative Orientierung der Armsegmente verwendet, die absolute Lage im Raum wird nicht benötigt.

6.1.1 Funktionsweise von Inertialsensoren

Zur Erfassung der sechs kinematischen Freiheitsgrade eines Körpers werden jeweils drei zueinander orthogonal angeordnete Beschleunigungs- und Drehratensensoren zu einer Messeinheit als Inertial-Sensor

zusammengefasst. Die Beschleunigungssensoren liefern hierbei Messwerte zu den drei translatorischen Bewegungsrichtungen, die Drehratensensoren zu den drei rotatorischen Winkelgeschwindigkeiten. Zur Bestimmung der absoluten Winkellage der IMU zum Erdmagnetfeld wird der Sensor mit einem Magnetometer erweitert. Die aus Silizium gefertigten Messeinheiten werden als MEMS-Systeme, teilweise zusammen mit einem Mikrocontroller zur Datenverarbeitung, als System integriert. Zur Bestimmung der Beschleunigung wird die elektrische Kapazitätsänderung zwischen einer an einer Feder aufgehängenen seismischen Masse und einer Bezugselektrode gemessen. Die Drehrate wird über den Coriolis-Kraft-Effekt zweier oszillierender seismischen Massen bestimmt. Die Richtung des magnetischen Nordpols wird über die Lorentzkraft gemessen, welche durch das Erdmagnetfeld auf einen stromdurchflossenen Leiter wirkt. Befindet sich die Messeinheit in einer Ruhelage, so zeigt der Beschleunigungssensor einen Messerwert von $9,81 \text{ m/s}^2$ (1 g) in entgegengesetzter Richtung des Erdschwerefeldes an. Dies entspricht der resultierende Kraft, die den Sensor gegen das Erdschwerefeld in Ruhelage hält. Bei translatorischer Bewegung wird zusätzlich ein der extern aufgebrachten Kraft proportionaler Beschleunigungswert gemessen. Bei rotatorischer Bewegung ändert sich die Orientierung des Koordinatensystems und somit die Richtung des Erdschwerefeldes im Messsignal. Die Rotationsgeschwindigkeit, gemessen mit dem Drehratensensor, gibt die zeitliche Änderung der Orientierung über die Längs- (Roll), Quer- (Nick) und Vertikalachse (Gier) des Sensors an. Da die Horizontalkomponente des Erdmagnetfeldes und der Vektor des Erdschwerefeldes senkrecht zueinander liegen, kann die IMU im initialen Zustand entlang dieser Referenzachsen in ein Ursprungskoordinatensystem ausgerichtet werden (siehe Abbildung 6.1).

Beim Vergleich der Signalqualität beider Sensoren zeigt sich, dass der Drehratensensor ein geringeres Rauschen und eine höhere Dynamik als der Beschleunigungssensor aufweist (siehe Abbildungen 6.2a und 6.2b). Der geringere Rauschanteil des Drehratensensors lässt sich über die einfache Integration des ursprünglichen Messsignals in der MEMS Elektronik begründen, die das Signal mit dem Kehrwert der hohen Frequenzanteile dämpft, jedoch über die niedrigen Frequenzanteile eine Drift verursacht. Beide Sensorsignale sind zusätzlich mit einem Bias-Fehler überlagert, der sich in einer geringfügig falschen Ausrichtung des Koordinatensystems auswirkt. Somit führt eine einfache Integration des Beschleunigungssignals zu einer konstanten Drift der Geschwindigkeit (siehe Abbildung 6.2c).

Die Problematik des Bias-Fehlers von Beschleunigungssensoren wird an zwei Beispielen der Fehlerfortpflanzung zur Ermittlung des linearen Positionsverlaufs deutlich. Daraus könnten bspw. auch absolute

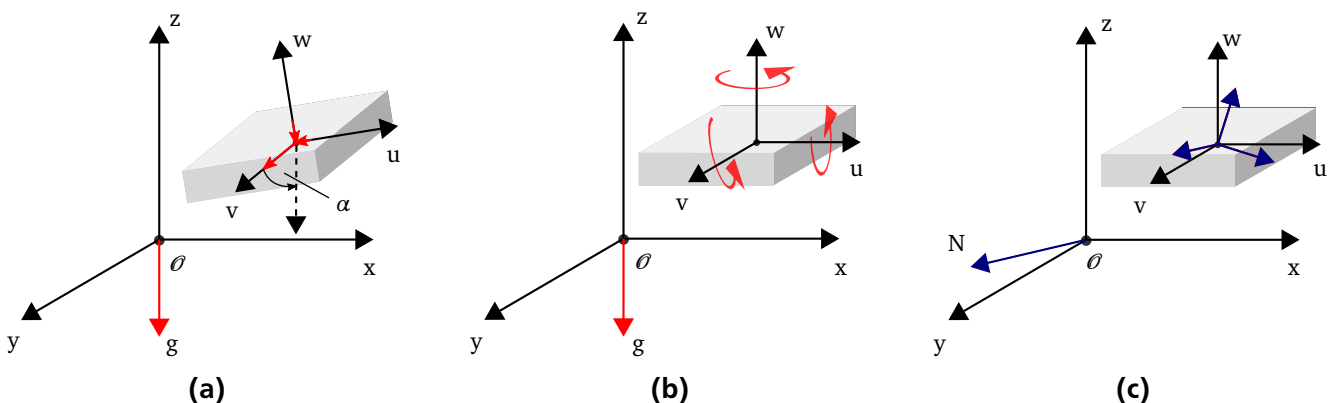


Abbildung 6.1: Referenzachsen der inertialen Messeinheit. Im körperfesten Koordinatensystem entspricht u der Roll-, v der Nick- und w der Gierachse für Rotationen in Bezug auf das raumfeste Koordinatensystem x, y, z . (a) Aus dem Betrag der drei Beschleunigungswerte des Sensors kann der Winkel α des ruhenden Körpers zum Erdschwerefeld bestimmt werden. (b) Der Drehratensensor misst unabhängig zur Lage im Raum die Drehgeschwindigkeit um seine Achsen. (c) Der Magnetfeldsensor zeigt die Lage des Körpers zum Erdschwerefeld an.

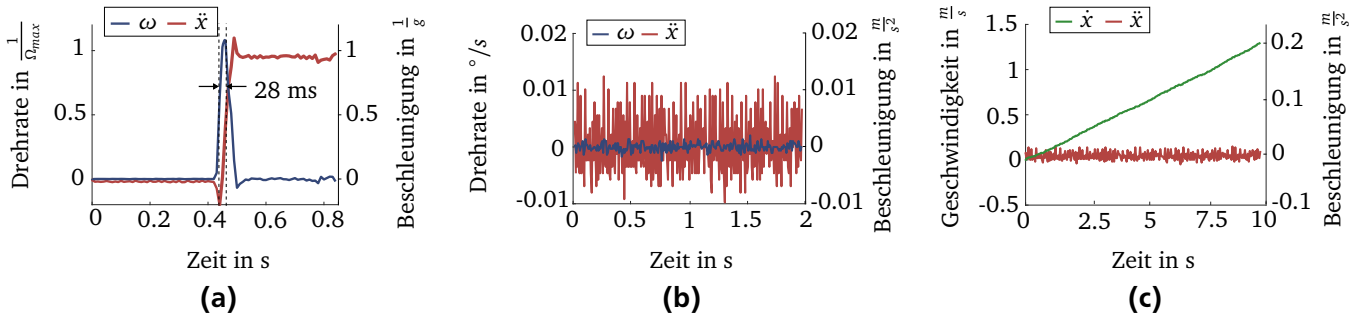


Abbildung 6.2: Referenzachsen der inertialen Messeinheit. (a) Bestimmung der Dynamik des Beschleunigungssensors mit \ddot{x} und Drehratensensor mit ω durch Drehung um 90° und zeitlichem Vergleich der Sprungantwort. (b) Gegenüberstellung des Rauschen der Drehraten- und Beschleunigungssensoren. (c) Integration des Offset im Rauschsignal des Beschleunigungssensors f\"uhrt zu einer Drift der Geschwindigkeit.

Positionen im Raum bestimmt werden. Wird das Rohsignal des Sensors zweifach integriert, um von dem zeitlichen Verlauf der Beschleunigung auf den zurückgelegten Weg zu schließen, so führt der Bias nach 20 Sekunden bereits zu einer Drift von 1,5 m (siehe Abbildung 6.3a). Bei der Messung befindet sich der Sensor in Ruhe, so dass mechanische Störeinkopplungen ausgeschlossen werden können. Noch deutlicher zeigt sich die Empfindlichkeit der doppelt integrierten Position bei falsch referenziertem Koordinatensystem. Weicht die Lage des Sensors zum kalibrierten Referenzkoordinatensystem nur um wenige Grad eines Winkels θ ab, so kommt es in der gleichen Dauer zu einer Drift von > 100 m (siehe Abbildung 6.3b). Dies hat zur Ursache, dass neben dem Offset behafteten Rauschsignal nun auch ein Teil der Erdbeschleunigung mit in die Integration einbezogen wird.

Das Beispiel zeigt, dass eine Winkelmessung zur Bewegungserfassung mittels Beschleunigungssensor nicht über die Integration des Rohsignals möglich ist. Vielmehr sollten die trigonometrischen Beziehungen des Erdbeschleunigungsvektors genutzt werden, um Winkel einzelner mit Gelenken verbundener Glieder zu bestimmen [148]. Dabei wird die aus Überlagerung von statischer und dynamischer Beschleunigung entstehende Drift durch Sensordatenfusion des Beschleunigungssensors und Drehratensensors mit einem *Complementary Filter* (CF) reduziert [149]. Aus dem resultierenden Neigewinkel

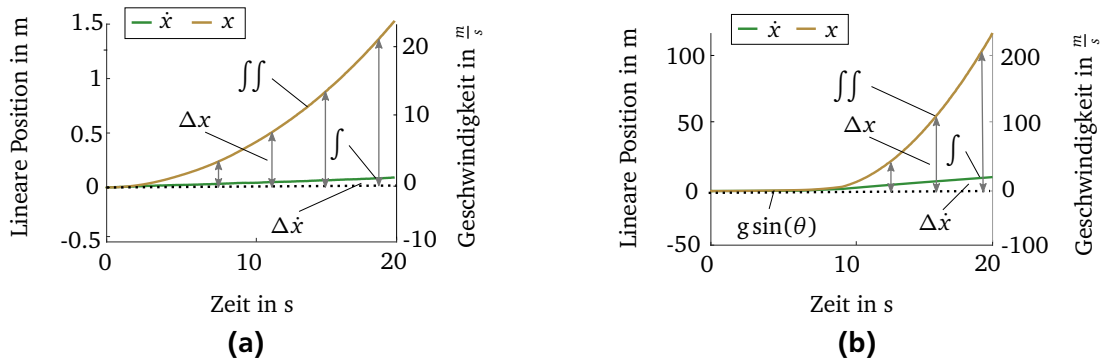


Abbildung 6.3: Messung der Abweichungen von Geschwindigkeit $\Delta \dot{x}$ und Position Δx der Beschleunigungssensoren bei Bestimmung von translatorischen Bewegungen. (a) Zweifache Integration der Beschleunigung f\"uhrt zu einem n\"aherungsweise quadratischen Anstieg der Position. (b) Eine minimale Rotation des Sensorkoordinatensystems zum Erdschwerefeld ($\theta \le 3^\circ$) durch fehlerhafte Kalibrierung f\"uhrt zu einem n\"aherungsweise exponentiellen Anstieg der Position.

können Gelenkwinkel mit einer Genauigkeit von $< 4^\circ$ bestimmt werden [148]. Weitere Ansätze zur Bestimmung von Gelenkwinkel bietet die Sensordatenfusion mit einem *Kalman-Filter* [150]. Dabei werden Genauigkeiten von $< 3^\circ$ erzielt [151]. Dieser Ansatz lässt sich noch mit einem kinematischen Modell erweitern und so beispielsweise die Gelenkwinkel der Schulter und des Ellbogens mit einem *unscented Kalman-Filter* (UKF) bei einer Genauigkeiten von $< 8^\circ$ ermitteln [152]. Um den Achswinkel bei Stellungen parallel zum Erdschwerefeld auflösen zu können, muss zusätzlich das Signal des Magnetfeldsensors für das Kalman-Filter hinzugezogen werden. Mit diesem Ansatz werden Genauigkeiten von $< 2^\circ$ erzielt [153].

Zusammenfassend ist die Anwendung von inertialen Messeinheiten mit einfacher (Complementary Filter) oder aufwendiger (unscented Kalman-Filter) Sensordatenfusion geeignet für die Winkelbestimmung der menschlichen Extremität ohne einer zusätzlichen kinematischen Struktur. Die Sensoren können als kompakte Einheiten an den Gliedmaßen getragen werden und ermöglichen eine Auflösung von $< 8^\circ$. Eine genaue Messunsicherheitsbestimmung und entsprechender Vergleich der verschiedenen Ansätze ist auf Grund von fehlender Informationen zur Dynamik und Echtzeitfähigkeit ausschließlich aus der Literatur nicht möglich. Im Folgenden werden mögliche Ansätze auf Basis von [154] genauer untersucht.

6.1.2 Sensordatenfusion zur Bestimmung der Gelenkwinkel

Die Basis der Gelenkwinkelbestimmung bilden mehrere IMUs, die jeweils an zwei benachbarte und durch ein Gelenk verbundene Körper befestigt werden. Entscheidend ist die Genauigkeit in der Bestimmung des Gelenkwinkels aus den Rohdaten der Sensoren, welche initial Beschleunigungs- und Winkelgeschwindigkeitsdaten liefern. Durch geeignete Signalfilter, der sogenannten Sensordatenfusion, kann auf die Drehwinkel der Gelenke geschlossen werden. Für die Evaluation der Verfahren zur Sensordatenfusion dient ein mechanisches Pendel, dessen Gelenkwinkel mit einem Referenz-Winkelencoder gemessen wird und an dessen Pendelstange eine inertielle Messeinheit in einem konstanten Abstand zur Drehachse befestigt wird. Der Referenzwinkel hat mit einer 12 bit Auflösung eine Genauigkeit von $0,09^\circ$. Beschleunigung und Drehrate in allen drei Raumrichtungen werden mit einer Wiederholrate von 1 kHz bereitgestellt. Die Messdaten werden über einen EtherCAT-Feldbus an ein Echtzeitsystem (MATLAB Real-Time Simulink) übertragen, auf welchem die Algorithmen implementiert und die Berechnungen mit der gleichen Wiederholrate ausgeführt werden. Bei der qualitativen Auswertung der berechneten Winkel wird zwischen quasi statischen und dynamischen Winkelgeschwindigkeiten unterschieden mit $\omega_{\text{stat}} \leq 10^\circ/\text{s}$ und $\omega_{\text{dyn}} \geq 100^\circ/\text{s}$. Die Ergebnisse dieser Auswertung für die verschiedenen Algorithmen zur Sensordatenfusion sind im Folgenden dargestellt.

Complementary Filter

Der Complementary Filter ermittelt den Nick- und Rollwinkel des körperfesten Koordinatensystems durch Fusion der Messdaten von Beschleunigungssensor und Drehratensensor. Für die Bestimmung des Gierwinkels wird eine zusätzliche horizontale Referenz benötigt, welche durch den integrierten Magnetfeldsensor ermittelt werden kann. Zunächst wird das Beschleunigungssignal mit einem Tiefpass gefiltert, um lediglich den stationären g-Vektor Anteil aus den geometrischen Beziehungen der drei Achsen zu bestimmen. Die Ausrichtung des Sensorkoordinatensystems zum Erdschwerefeld ergibt den Winkel α (siehe Abbildung 6.1a). Dieser Wert wird mit dem integrierten Winkelgeschwindigkeitssignal $\omega\Delta t$ über einen Gewichtungsfaktor c korrigiert und somit der zeitdiskrete Nick- bzw. Rollwinkel mit

$$\alpha_c = c(\alpha_{c-1} + \omega\Delta t) + (1 - c)\alpha \quad (6.1)$$

zusätzlich geglättet. Dabei wird der Gewichtungsfaktor c so gewählt, dass je nach Dynamik der Bewegung ein Ausschlag des Beschleunigungssensors mit dem Winkel α lediglich 1 % bis 5 % des resultierenden Winkels entspricht.

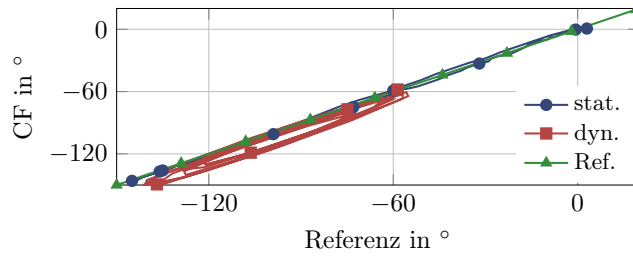


Abbildung 6.4: Schätzung des Nick- und Rollwinkels zwischen 0° und -140° mittels Complementary Filter.

Für die Evaluation des Complementary Filters für Nick- und Rollwinkel wird der implementierte Algorithmus mit einem Sensor am Pendel getestet. Für quasi statische Bewegungen wird das Pendel händisch von 0...150° ausgelenkt und für dynamische um 80° (siehe Abbildung 6.4).

Die Ergebnisse zeigen, dass der Complementary Filter für die absolute Lagebestimmung bei langsamen Bewegungen bereits geeignet ist, soweit der Sensor nicht ausschließlich horizontal liegend um seine eigene Drehachse bewegt wird. Der Vorteil liegt in der geringen Anzahl an benötigter Sensordaten nur von Beschleunigung und Drehrate, sowie der einfachen Berechnung, die mit in ein übergeordnetes Steuerungssystem implementiert werden kann. Da in der Anwendung als Bewegungserfassungssystem jedoch auch dynamische Bewegungen erfasst werden müssen, werden im Folgenden weitere Verfahren zur Lagebestimmung untersucht.

Kalman-Filter

Das Kalman-Filter basiert auf einem Verfahren zur iterativen Schätzung von nicht direkt messbaren Systemgrößen mittels fehlerbehafteten Messungen und wird häufig in der Inertialnavigation beispielsweise von Flugzeugen verwendet [155, 156]. In der in dieser Arbeit vorgestellten Anwendung schätzt der Kalman-Filter zur Bestimmung der Lage zusätzlich die Korrelationen zwischen den gemessenen Drehgeschwindigkeiten und Beschleunigungen für eine optimale Fehlerunterdrückung. Eine genaue Herleitung und Beschreibung der Zustandsgleichungen zum Kalman-Filter sind in [103, 157] zu finden und werden folgend nicht genauer aufgeführt. Der Algorithmus berücksichtigt bei der Berechnung der Systemzustände zusätzlich das Mess- und Systemrauschen, sodass sich ein diskretes, lineares Zustandsraummodell mit

$$\mathbf{x}_{k+1} = \mathbf{A}\mathbf{x}_k + \mathbf{B}\mathbf{u}_k + \mathbf{m}_x \quad \text{und} \quad \mathbf{y} = \mathbf{C}\mathbf{x}_k + \mathbf{n}_y \quad (6.2)$$

ergibt. Die neue Zustandsgröße \mathbf{x}_{k+1} ergibt sich aus der Systemmatrix \mathbf{A} mit dem Zustandsvektor \mathbf{x}_k und der Eingangsmatrix \mathbf{B} mit dem Vektor \mathbf{u}_k , sowie zusätzlich dem Systemrauschen der einzelnen Vektorgrößen \mathbf{m}_x . Die Ausgangsgröße \mathbf{y} erhält zusätzlich zur Ausgangsmatrix \mathbf{C} mit \mathbf{x}_k einen Vektor zur Beschreibung des Messrauschens \mathbf{n}_y . Alle Größen sind zeitvariant. Das System- und Messrauschen sind jeweils mittelwertfrei und in sich unkorreliert, folgend werden dafür die Kovarianzmatrizen \mathbf{Q} und \mathbf{R} verwendet. Die Berechnung des geschätzten Ausgangswertes teilt sich in einen Prädiktions- und Korrekturschritt, welche zeitlich unabhängig voneinander ablaufen können. Beim Prädiktionsschritt wird die neue Zustandsgröße $\hat{\mathbf{x}}_{k+1,-}$ des geschätzten Zustandsvektors und mit der Kovarianzmatrix $\mathbf{P}_{k+1,-}$ dessen Fehler mit

$$\hat{\mathbf{x}}_{k+1,-} = \mathbf{A}\hat{\mathbf{x}}_{k,+} + \mathbf{B}\mathbf{u}_k \quad \text{und} \quad \mathbf{P}_{k+1,-} = \mathbf{A}\mathbf{P}_{k,+}\mathbf{A}^T + \mathbf{Q} \quad (6.3)$$

vorhergesagt. Ein „-“ im Index bezeichnet den Schätzwert vor, ein „+“ nach der Messung. Die Vorhersagen werden mit neuen Messwerten korrigiert und ergeben den aktuellen Schätzwert mit

$$\hat{\mathbf{x}}_{k,+} = \hat{\mathbf{x}}_{k,-} + \mathbf{K}_k(\mathbf{y}_k - \hat{\mathbf{y}}_{k,-}) \quad \text{und} \quad \hat{\mathbf{y}}_{k,-} = \mathbf{C}\hat{\mathbf{x}}_{k,-}. \quad (6.4)$$

Dabei liefert die Kalman-Verstärkungsmatrix K_k mittels Lösung eines linearen Optimierungsproblems einen Schätzwert ohne Bias und mit einer minimalen Varianz. Diese gewichtet den Einfluss der Differenz zwischen gemessenen und geschätzten Ausgangsvektoren. Das Ergebnis wird mit dem zuvor geschätzten Zustandsvektor aus Gleichung (6.3) verrechnet. Die Kovarianzmatrix

$$P_{k,+} = (I - K_k C) P_{k,-} \quad \text{und} \quad K_k = P_{k,-} C^T (C P_{k,-} C^T + R)^{-1} \quad (6.5)$$

wird ebenfalls mit der Kalman-Verstärkungsmatrix korrigiert. Um ein gutes Ergebnis mit dem Kalman-Filter zu erlangen, sollte der geschätzte Zustandsvektor \hat{x}_0 möglichst nahe am realen Wert liegen. Daher wird dieser durch die Bestimmung der Lage aus den geometrischen Beziehungen des g-Vektors in Ruhelage zu Beginn der Messung ermittelt. Als initiale Kovarianzmatrix P_0 wird die Identitätsmatrix gewählt. Eine zentrale Voraussetzung für die Anwendung des Kalman-Filters ist, dass der Prozess und das Messsystem linear sind (siehe Gleichung (6.2)). Reale Systeme, wie auch die Lageschätzung aus Beschleunigung und Drehrate, sind meist nichtlinear. Für dessen Schätzung eignet sich das erweiterte Kalman-Filter (EKF). Dabei wird das nichtlineare System mittels Taylor-Reihe um einen geschätzten Zustandsmittelwertvektor linearisiert. Die Güte der Kovarianzmatrix beeinflusst das Schätzergebnis des Filters und hängt stark von der Genauigkeit der Linearisierung ab. Sie sinkt deutlich bei stark nichtlinearen Systemen. Das *unscented-Kalman-Filter* (UKF) ist eine Erweiterung für nichtlineare Systeme, welcher die Kovarianzmatrix nicht durch eine Linearisierung bestimmt, sondern mittels der unscented-Transformation eine deterministische Bestimmung von einer minimalen Menge an Punkten (*sigma points*) um den Mittelwert. Aus diesen Punkten wird eine Menge mit dem nichtlinearen Modell berechnet und daraus ein neuer Mittelwert und Kovarianz ermittelt. Diese dienen als Grundlage für die eigentliche Berechnung der Zustandsvariablen und Fehler der Kovarianz [158]. Dieser Ansatz geht auf die Annahme zurück, dass es leichter ist eine Wahrscheinlichkeitsverteilung zu schätzen, als ein willkürliches nichtlineares Modell aufzustellen [159].

Für quasi statische Nickbewegungen des Pendels verbessert sich die Bestimmung der Winkelposition mit dem UKF auf einen Fehler von $1,2^\circ$ und $5,3^\circ$ für dynamische Bewegungen (siehe Abbildung 6.5a). Gierbewegungen können auch mit dem UKF ohne zusätzliche Referenz eines Magnetsensors nicht geschätzt werden. Für quasi statische Bewegung ist zwar ein ansatzweiser korrekter Verlauf mit einem Fehler von 19° erkennbar (siehe Abbildung 6.5b), jedoch sind bei dynamischen Bewegungen die Ergebnisse nicht verwendbar. Eine Ursache für dieses Verhalten kann zum einen der nicht vollständig kompensierbare Offset des Drehratensensors sein, zum anderen muss beim Beschleunigungssignal zusätzlich durch Tiefpassfilterung der hohe Rauschanteil unterdrückt werden. Die Wahl der Zeitkonstante sorgt dabei für eine Begrenzung der Dynamik in der Anwendung.

Die Versuche zeigen, dass für eine robuste Bestimmung des absoluten Winkels über alle drei Achsen mittels IMU ein einfacher Complementary Filter nicht ausreicht und ebenfalls der unscented Kalman-Filter

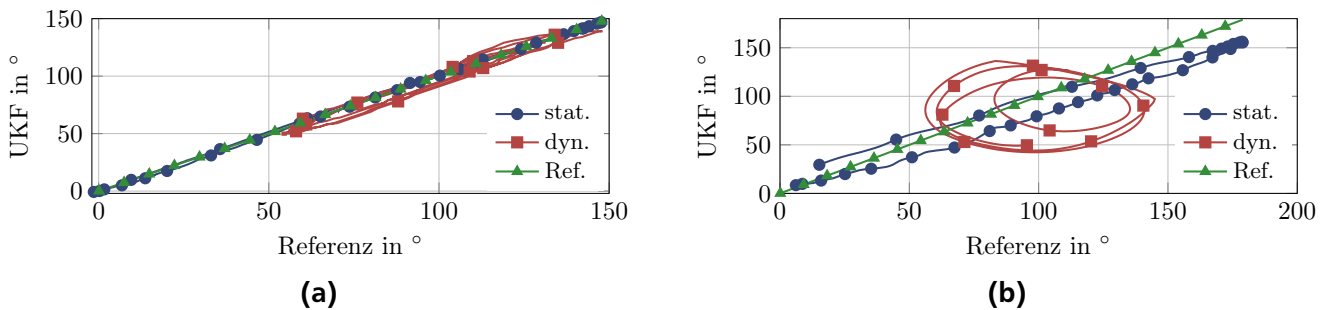


Abbildung 6.5: Untersuchung des UKF zur Abschätzung des Gelenkwinkels mittels Sensordatenfusion der Beschleunigung und Drehrate der IMU. (a) Schätzung von Nick- und Rollwinkels zwischen 0° und 150° . (b) Schätzung des Gierwinkels ohne Magnetfeld führt zu hohem Fehler bei dynamischer Bewegung.

ohne Magnetsensor in horizontalen Lagen keine guten Ergebnisse liefert. Die Kalibrierung und Filterung der Rohdaten aller drei Sensoren sowie die anschließende Schätzung der Winkellage in Echtzeit ist ein aufwendiger und fehleranfälliger Prozess. Dank immer leistungsstärkeren Mikrocontroller kann die Filterung und Datenfusion direkt im Sensor (SiP, *System in Package*) implementiert werden. Die Anwendung einer solchen inertialen Messeinheit mit integriertem Mikrocontroller für die Bewegungserfassung wird daher als mögliche robuste Lösung untersucht.

System-in-Package Sensoren

Mit dem steigenden Bedarf an Lagesensoren für Smartphones und Spiele-Controller und der Entwicklung von leistungsstarken Mikrocontrollern sind in den letzten Jahren einige inertiale Messeinheiten mit integrierter Sensordatenfusion auf dem Markt gekommen. Als Beispiel wird hier ein Inertial-Sensor (Typ BNO055, Firma Bosch Sensortec) verwendet, der zusätzlich zur Beschleunigung und Drehrate auch die kalibrierte Richtung zum magnetischen Norden ausgibt. Die Wiederholrate ist für die Schätzung der absoluten Orientierung auf 100 Hz begrenzt. Es zeigt sich, dass quasi statische und dynamische Bewegung etwa im gleichen Fehler von $1,8^\circ$ ($3,5^\circ$ maximal) in der Schätzung des Winkels am Pendel resultieren (siehe Abbildung 6.6a). Für die Gierbewegung stellt sich lediglich bei dynamischer Auslenkung ein geringer Bias-Fehler ein, welcher einen Winkelfehler von $3,5^\circ$ verursacht (siehe Abbildung 6.6b).

Die Abweichung über die gesamte Messreihe wird mit der Wurzel der mittleren Fehlerquadratsumme (RMSE, *root mean square error*) aus den berechneten Wert und dem Referenzwert des Winkelencoders berechnet. Dabei werden hohe Abweichungen stärker gewichtet als geringe. Zusätzlich wird der Maximalwert der Abweichung bestimmt. Für quasi statische Bewegungen liegt der Fehler bei $1,6^\circ$ ($3,5^\circ$ maximal). Bei dynamischer Bewegung ist ein Offset von 8° und eine Hysterese zu erkennen. Der Fehler steigt dadurch deutlich an (siehe Abbildung 6.7). Der Offset entsteht durch Fehler in der Bestimmung des stationären g-Vektor Anteils. Die Hysterese geht auf die Tiefpassfilterung und somit auf die Wahl der Grenzfrequenz zur Filterung der Winkelgeschwindigkeit zurück. Für die Bewegungserfassung der oberen Extremität sind die ermittelten Unsicherheiten der untersuchten Sensoren zur Datenfusion ausreichend. Lediglich die Verwendung von Magnetsensoren muss kritisch in der Anwendung untersucht werden, da Störungen über magnetische Felder, beispielsweise hervorgerufen durch BLDC Motoren am Exoskelett, zu fehlerhaften Winkelschätzungen führen können. Grundsätzlich eignen sich neue kommerzielle IMU Sensoren mit integrierter Sensordatenfusion für eine robuste Abschätzung der Lage des Sensors in Bezug auf das Erdschwerefeld bei gleichzeitiger Unterdrückung von Fehlereinflüssen durch dynamischen Bewegungen. Für die Abschätzung der Gelenkwinkel des Menschen müssen die gemessenen Lagen der Teilsegmente des Armes in Bezug zueinander gestellt werden, um daraus den absoluten Winkel des Gelenkes zu bestimmen. Der nächste Schritt ist der Entwurf eines Gesamtsystems zur Erfassung der Bewegung basierend auf den vorgestellten Verfahren der Sensordatenfusion.

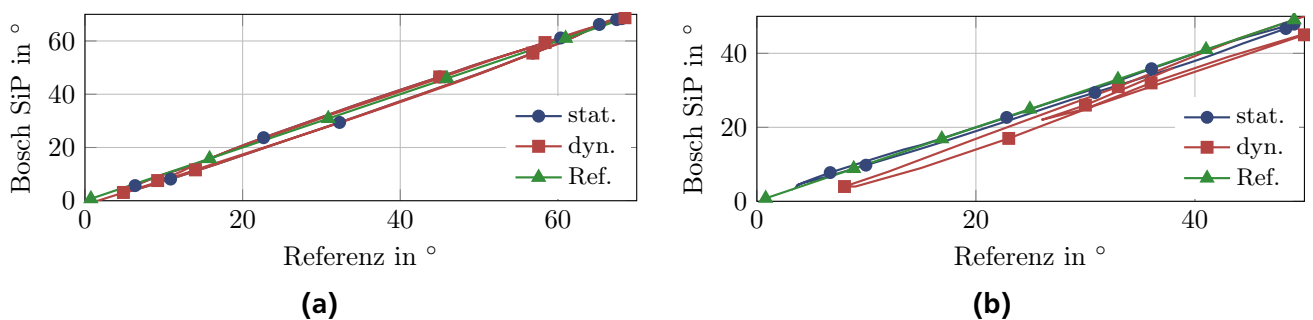


Abbildung 6.6: Verwendung der SiP Sensoren zur Abschätzung des Gelenkwinkels. (a) Bestimmung des Nick- und Rollwinkels. (b) Magnetfeldmessung für die dynamische Bestimmung des Gierwinkels.

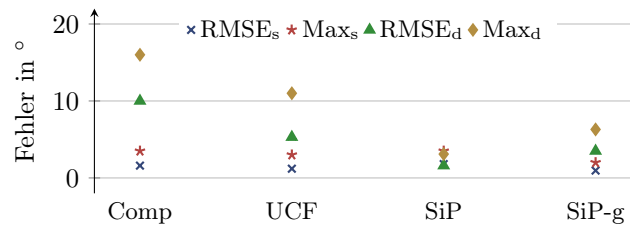


Abbildung 6.7: Übersicht der Fehler aller experimentell untersuchten Verfahren und Sensoren, aufgeteilt in RMSE für statische (Index s) und dynamische Bewegung (Index d) sowie maximalen Fehler. Das Complementary (Comp) und Kalman Filter (UCF) wird lediglich für die Bestimmung von Nick- und Rollbewegungen genutzt. Beim BNO fällt der Fehler bei Nick- und Rollbewegungen (SiP) geringer aus als bei Gierbewegungen (SiP-g).

6.1.3 Entwurf des Bewegungserfassungssystems

Bewegungserfassungssysteme finden bereits heute in der Analyse der Biomechanik des Menschen ihren Einsatz, hauptsächlich in den Bereichen Medizin, Sport und Fitness, Ergonomie, sowie in der sportwissenschaftlichen Forschung. Weit verbreitet sind hierbei Kamera-basierte Systeme, welche meist über am Körper platzierte passive Marker die Bewegungen des Körpers und der Extremitäten im Raum aufnehmen. Vereinzelt sind auch tragbare Systeme auf Basis von IMUs erhältlich, beispielsweise das System WaveTrack [160] (Firma menios, Taktrate $f_s = 250$ Hz, Latenz 14 ms), MVN Suit [161] (Firma Xsens, $f_s = 120$ Hz, Messfehler $\varepsilon_{\text{RMS}} = 2^\circ$), iSen System [162] (Firma stt SYSTEMS, $f_s = 400$ Hz, $\varepsilon_{\text{RMS}} = 2^\circ$) und InertiaCube4 Sensor [163] (Firma Thales, $f_s = 200$ Hz, $\varepsilon_{\text{RMS}} = 1^\circ$). Da alle kommerziell erhältlichen Systeme ausschließlich für die Bewegungsanalyse geeignet sind, ist der Entwurf eines Systems für die Ansteuerung des kollaborativen Exoskeletts durch Bestimmung der separierten 1 DoF Gelenkwinkel in Echtzeit notwendig. Für den Aufbau eines Bewegungserfassungssystems auf Basis von IMUs, wird die Kenntnis der absoluten Orientierung der Sensoren im Raum vorausgesetzt. Dafür werden mit den aus dem vorherigen Abschnitt vorgestellten SiP Sensoren initial mittels interner g-Vektor- und Magnetfeld-Kalibrierung die absolute Lage im Raum bestimmt und über Quaternionen ausgegeben. Das primäre Ziel ist es, die Winkel der oberen Extremität im Gelenkraum zu bestimmen, das sekundäre Ziel ist daraus die Position der Hand relativ zu einem Basiskoordinatensystem im Arbeitsraum des Körpers abzuleiten. Daraus ergeben sich die Fragestellungen:

- Wie ist die optimale Anzahl und Position der inertialen Messeinheiten an der oberen Extremität?
- Wie werden die Basiskoordinatensysteme der einzelnen Sensoren zueinander ausgerichtet?
- Wie exakt lassen sich aus der Orientierungen der Sensoren die separierten Gelenkwinkel bestimmen?

Um die Messwerte der Sensoren in Gelenkwinkel der oberen Extremität umzurechnen, werden zunächst Koordinatensysteme mit definierter Orientierung an den festen Elementen zwischen den Gelenken des kinematischen Modells festgelegt. Als Basis dient der Oberkörper auf Höhe der Brust, da dort der Einfluss der relativen Bewegung der Wirbelsäule zur Schulter geringer ausfällt. Weiter werden die Sensoren und die dazugehörigen Koordinatensysteme mittig zwischen den Gelenken des Armes bis zur Außenseite der Hand angeordnet (siehe Abbildung 6.8). Gesucht sind die Transformationen A_i^j , welche die Orientierung der jeweiligen Koordinatensysteme O_i und O_j zueinander beschreiben. Die definierten Koordinatensysteme erfüllen zwei Bedingungen:

- a) Die y-Achse ist im Initialzustand parallel zum Schwerfeld ausgerichtet.
- b) Die z-Achse ist parallel zu einer beliebigen Rotationsachse ausgerichtet.

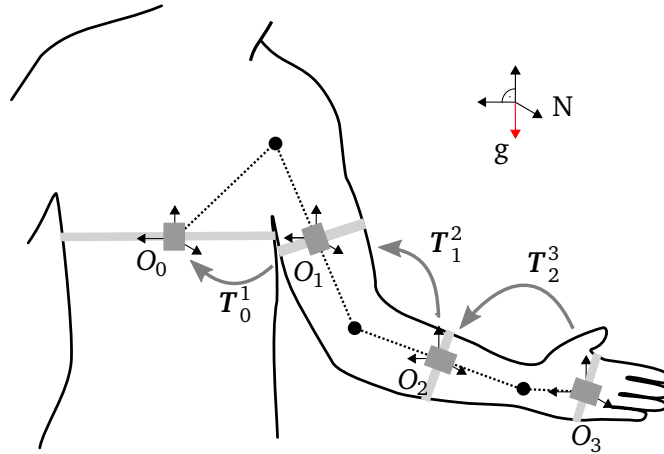


Abbildung 6.8: Entwurf des Bewegungserfassungssystems mit vier am Oberkörper und Arm befestigten IMU-basierten Sensorsystemen. Die Transformationen A_i^j zwischen den Koordinatensystemen der Sensorknoten beinhalten die Gelenkwinkel für die Ansteuerung der entsprechenden Achsen des Exoskeletts.

Die Sensoren werden über elastische Bänder an den Körperteilen befestigt, wobei die genaue Position beliebig gewählt werden kann. Um das Sensorkoordinatensystem hinsichtlich des vorher definierten Koordinatensystems für die Bewegungserfassung auszurichten, ist eine Kalibrierung nötig, die initial nach Befestigung der Sensoren durchgeführt werden muss. Zu Beginn sind beide Koordinatensysteme zufällig zueinander ausgerichtet (siehe Abbildung 6.9a). Die Kalibrierung teilt sich in zwei aufeinanderfolgende Schritte. Als erstes erfolgt die g-Vektor Kalibrierung. Dabei wird der Körper in Ruhe gehalten, der Beschleunigungssensor erfährt somit in den drei Koordinaten x_s , y_s und z_s nur anteilig den g-Vektor $g_{s,x}$, $g_{s,y}$ und $g_{s,z}$. Für die Transformation des g-Vektors in die y-Achse des definierten Koordinatensystems wird ein Drehzeiger u_y definiert, normiert und mittels Skalarprodukt der Winkel β_g zwischen y_s und y_1 berechnet:

$$u = \begin{pmatrix} g_{s,x} \\ g_{s,y} \\ g_{s,z} \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -g_{s,z} \\ 0 \\ g_{s,x} \end{pmatrix}, \quad u_{n,y} = \frac{u_y}{|u_y|}, \quad \beta_g = \cos^{-1}\left(\frac{g_{s,y}}{\sqrt{g_{s,x}^2 + g_{s,y}^2 + g_{s,z}^2}}\right). \quad (6.6)$$

Nach der g-Vektor Kalibrierung wird die y-Achse eines Sensors mit dem Quaternion

$$q_{t,g} = [\cos(\beta_g/2) \mid u_{n,x} \sin(\beta_g/2) \quad u_{n,y} \sin(\beta_g/2) \quad u_{n,z} \sin(\beta_g/2)]^T \quad (6.7)$$

ausgerichtet (siehe Abbildung 6.9a).

Im zweiten Schritt der Kalibrierung wird die z-Achse des Sensors zum definierten Koordinatenursprung ausgerichtet. Die x-Achse ergibt sich aus dem rechtwinkligen Koordinatensystem. Gesucht wird dazu eine physikalische Größe, die wie bei der g-Vektor Kalibrierung gleichermaßen auf alle am Arm positionierten Sensoren wirkt, so dass diese daran eindeutig zueinander ausgerichtet werden können. Wird das Ellbogen- und Handgelenk ausgestreckt und fixiert, so kann das Schultergelenk in der Sagittalebene parallel zum Körper den kompletten Arm wie ein Pendel schwingen. Dabei erfahren die Sensoren mit den Koordinaten $O_{1,...,3}$ eine Winkelgeschwindigkeit in gleicher Richtung, nach der das definierte Koordinatensystem ausgerichtet werden kann. Gleiches gilt für die Koordinate O_0 , die durch Beugebewegung des Oberkörpers parallel zur Sagittalebene in die gleiche Richtung ausgelenkt wird. Bei dieser so genannten ω -Kalibrierung kann die z-Achse des Sensorkoordinatensystems so rotiert werden, dass diese den vollen Anteil der Winkelgeschwindigkeit aufweist und der Messwert der beiden anderen Achsen zu null wird. Ähnlich der g-Vektor Kalibrierung muss dazu die gemessene Winkelgeschwindigkeit nach dem ersten Ka-

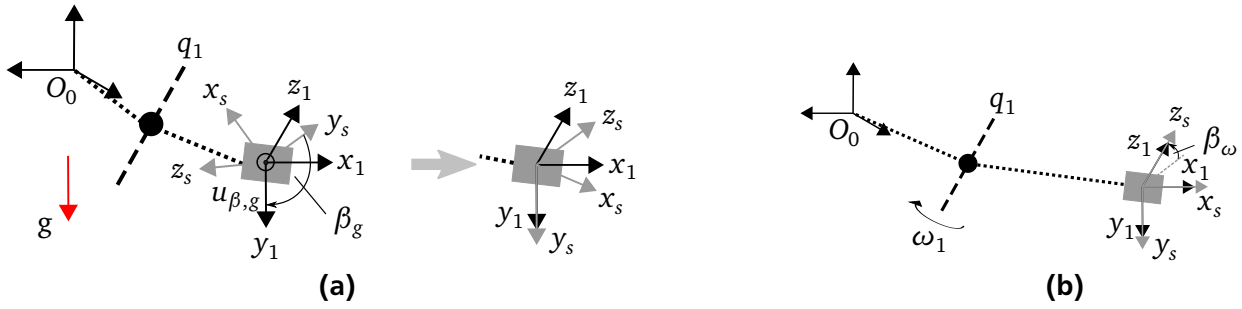


Abbildung 6.9: Ausrichtung der Koordinatensysteme des Sensorknotens. (a) g-Vektor Kalibrierung durch Transformation y-Achse mit dem Winkel β_g zum Erdschwerefeld. (b) ω -Kalibrierung durch Transformation der z-Achse mit dem Winkel β_ω zur Drehachse.

librierschritt mit $\omega_{n,g} = \omega_g / |\omega_g|$ normiert und der Drehzeiger u_ω senkrecht zu z-Achse gebildet werden. Aus dem Skalarprodukt mit dem Winkel β_ω ergibt sich dann das Quaternion

$$\mathbf{q}_{t,\omega} = \begin{bmatrix} q_{t,\omega_s} \\ q_{t,\omega_x} \\ q_{t,\omega_y} \\ q_{t,\omega_z} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(\beta_\omega/2) \\ u_{n,x} \sin(\beta_\omega/2) \\ u_{n,y} \sin(\beta_\omega/2) \\ u_{n,z} \sin(\beta_\omega/2) \end{bmatrix}, \quad \text{mit} \quad \beta_\omega = \cos^{-1} \left(\frac{\omega_{n,z}}{\sqrt{\omega_{n,x}^2 + \omega_{n,y}^2 + \omega_{n,z}^2}} \right) \quad (6.8)$$

für die Transformation des Sensorkoordinatensystems auf die z-Achse (siehe Abbildung 6.9b).

Der Güte der zweistufigen Kalibrierung der positionierten Sensoren lässt sich anhand des Verlaufes einer sinusförmigen Winkelgeschwindigkeit bei zufällig ausgerichteten Sensorkoordinatensystem in einer Simulation evaluieren. Werden die Sensoren durch Pendelbewegungen des Armes beschleunigt, so erfahren alle drei Koordinatenachsen des Drehratensensors eine unterschiedliche Geschwindigkeit (siehe Abbildung 6.10a). Nach der g-Vektor Kalibrierung ist die y-Achse des Sensors ausgerichtet, liegt somit durch das definierte Koordinatensystem bereits senkrecht zur Drehachse und erfährt keine Geschwindigkeit mehr (siehe Abbildung 6.10b). Wiederrum nach der ω -Kalibrierung ist die z-Achse des Sensors zur Drehachse ausgerichtet und nimmt somit die komplette Amplitude des Geschwindigkeitsvektors auf (siehe Abbildung 6.10c). Nach der Ausrichtung des Sensorkoordinatensystems dient somit die Amplitude

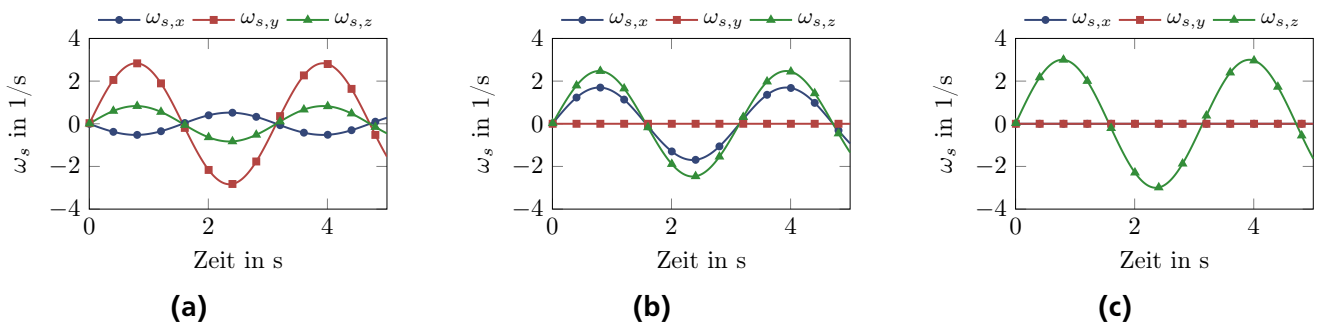


Abbildung 6.10: Simulative Evaluation der hergeleiteten und implementierten zweistufigen Kalibrierroutine. (a) Sinusförmige Auslenkung eines virtuellen Gelenkes mit konstantem Abstand zu einem beliebig ausgerichteten Sensorkoordinatensystem, dessen Achsen alle einen Teil der Schwingung aufnehmen. (b) Nach der g-Vektor Kalibrierung liegt die y-Achse des Sensors in der des Gelenk-Referenzkoordinatensystems. (c) Nach der ω -Kalibrierung erfährt lediglich die z-Achse des Sensors die sinusförmige Auslenkung.

der Geschwindigkeitsrichtungen $\omega_{s,x}$ und $\omega_{s,y}$ als Qualitätsmaß der durchgeführten Kalibrierung während der restlichen Pendelbewegungen. Überschreitet diese einen Schwellwert, so muss die Kalibrierung erneut durchgeführt und neue Quaternionen für die Ausrichtung des Koordinatensystems berechnet werden.

Nach der Befestigung des Sensorsystems am Körper muss zunächst der komplette Arm ausgestreckt am Oberkörper anliegen, um die g-Vektor Kalibrierung durchzuführen (siehe Abbildung 6.11a). Anschließend wird durch Flexion und Extension des Schultergelenkes sowie Beugungen des Oberkörpers in Sagittalebene die ω -Kalibrierung durchgeführt (siehe Abbildung 6.11b). Für die ω -Kalibrierung haben sich Winkelgeschwindigkeiten bei der Flexion und Extension des Schultergelenkes von $> 30^\circ$ als geeignet erwiesen, da somit stochastische Störeinflüsse und fehlerhafte Bewegungen verhältnismäßig gering ins Gewicht fallen. Sobald genügend Messdaten über diesen Schwellwert aufgenommen wurden, springt die Auslenkung der Winkelgeschwindigkeiten in das Zielkoordinatensystem (siehe Markierung in Abbildung 6.11b).

Nach der Kalibrierung sind die Koordinatensysteme initial ausgerichtet. Aus der Orientierung zweier benachbarter Sensorkoordinatensysteme R_1 und R_2 kann die relative Rotationsmatrix

$$R_1^2 = R_1^T \cdot R_2 \quad (6.9)$$

berechnet werden. Daraus werden die einzelnen Winkel in zyx Rotationsreihenfolge (siehe Abschnitt 3.1.1 - Kardanwinkel) ermittelt. Damit die berechneten Winkel den Drehachsen des menschlichen Arms sowie den des Exoskeletts entsprechen, ist die Orientierung der Koordinatenachsen in den Drehgelenken entscheidend. Diese müssen ausgerichtet sein, dass beispielsweise der Kardanwinkel α der Flexion und Extension des Schultergelenkes, β der Abduktion und Adduktion und γ der Innen- und Außenrotation entsprechen. Beim Schultergelenk muss dafür das kalibrierte Koordinatensystem nochmals positiv um 90° in y-Achsenrichtung gedreht werden. Da beim Schultergelenk alle drei Freiheitsgrade der Orientierung für die Ermittlung der Gelenkwinkel benötigt werden, tritt für $\beta = \pi/2$ eine Singularität bei der Bestimmung der Kardanwinkel auf. Um den dadurch entstehenden Gelenkwinkelfehler zu verhindern, ist entweder der Messbereich auf $< 90^\circ$ zu begrenzen, oder das Sensorkoordinatensystem muss ab einem Schwellwert von knapp unter 90° nochmals rotiert werden, um die singuläre Stellung zu verhindern. Anschließend muss diese Rotation mit dem ermittelten Gelenkwinkel verrechnet werden. Beim Ellbogen und Schultergelenk kann diese Problematik durch geeignete Rotation des Sensorkoordinatensystems ausgeschlossen werden. Durch Positionierung des Unterarmsensors (O_2 in Abbildung 6.8) nahe

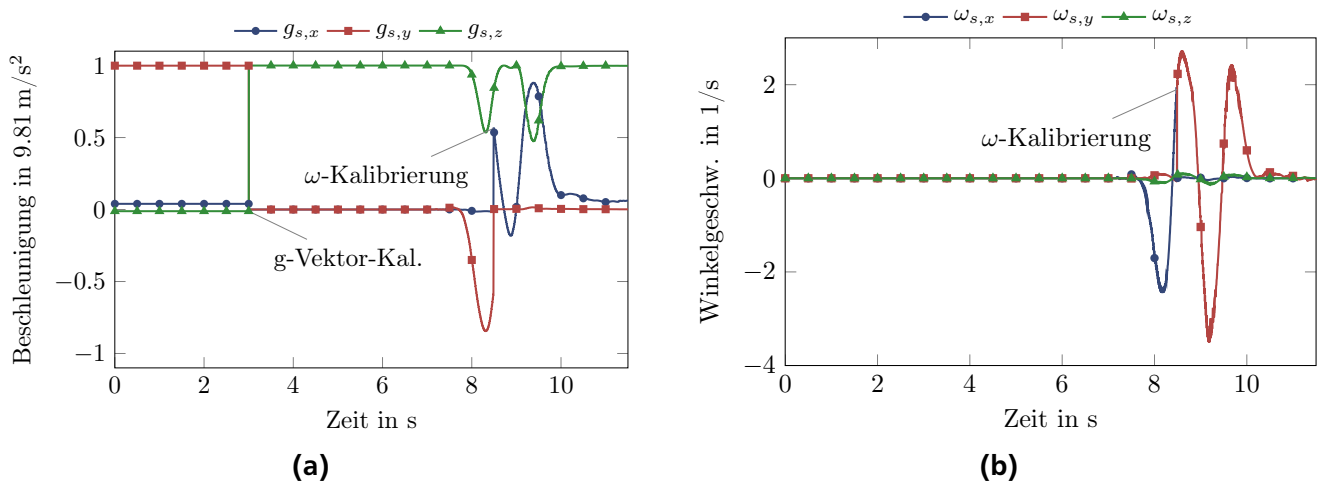


Abbildung 6.11: Messung der Kalibrierung mit dem am Körper getragenen Bewegungserfassungssystem. (a) Nach 3 s wird das Sensor-Koordinatensystem am g-Vektor ausgerichtet. (b) Durch sinus-förmige Schwingung des Armes werden die restlichen Achsen kalibriert.

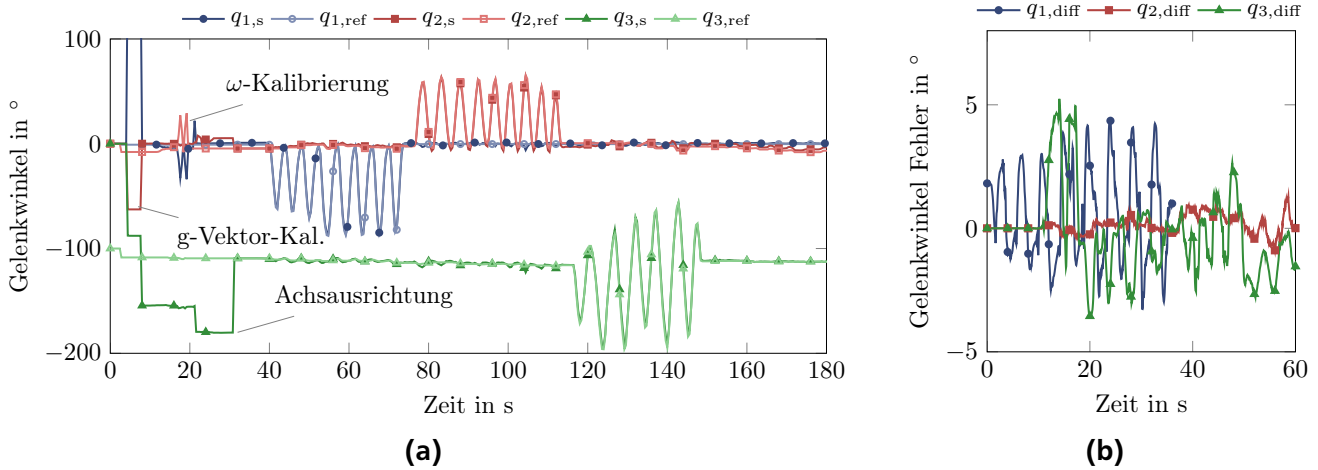


Abbildung 6.12: Evaluierung des Bewegungserfassungssystems mittels Exoskelett-Kinematik und Winkelencoder. (a) Kalibrierung und sinus-förmige Auslenkung der Achsen zur Bestimmung der Gelenkwinkel q_1 , q_2 und q_3 . (b) Berechnung der Abweichung des IMU-basierten Gelenkwinkels zum Referenzsensor des Exoskeletts.

des Handgelenkes kann durch die relative Rotationsmatrix R_1^2 sowohl Flexion und Extension des Ellbogengelenks, als auch die Pronation und Supination zwischen Elle und Speiche gemessen werden. Durch die Ausrichtung des Sensorkoordinatensystems sind dafür lediglich die Kardanwinkel α und γ relevant. Die zwei Freiheitsgrade des Handgelenkes werden durch die relative Rotationsmatrix R_2^3 bestimmt und das Koordinatensystem wird ebenfalls so ausgerichtet, dass keine Berechnung des Kardanwinkels β nötig ist. Somit kommt es bei beiden Gelenken zu keiner Singularität.

6.1.4 Charakterisierung des Bewegungserfassungssystems

Die Genauigkeit des Bewegungserfassungssystems wird mit Hilfe der kinematischen Struktur des Exoskeletts charakterisiert. Dazu werden die Encoder an den Gelenkwinkeln als Referenz verwendet. Damit die Messwerte der IMUs nicht durch die elektromagnetischen Felder der Motoren gestört werden, werden die Gelenke in diesem Versuch händisch ausgelenkt. Nach der g-Vektor- und ω -Kalibrierung werden die Achsen des Bewegungserfassungssystems auf die des Exoskeletts ausgerichtet und die Gelenke mit ca. $90^\circ/\text{s}$ ausgelenkt (siehe Abbildung 6.12a). Es zeigt sich, dass der Gelenkwinkel Fehler direkt mit der Winkelgeschwindigkeit korreliert (siehe Abbildung 6.12b) und bei maximaler Geschwindigkeit ebenfalls den höchsten Wert hat. Im dynamischen Fall ist der RMS bei etwa 3° , im statischen Fall bei etwa 1° (siehe Abbildung 6.13a). Die maximale Abweichung zum Referenzwert liegt bei $< 7^\circ$.

Die Abweichungen der Gelenkwinkel, die mit dem Bewegungserfassungssystem gemessen wurden, zu den Referenzsensoren gehen zum einen auf Unsicherheiten in der Kalman-Filterung zur Bestimmung der Lagewinkel (siehe Abschnitt 6.1.2) und zum andern auf Fehler in der Kalibrierung der initialen Ausrichtungen der Koordinatenachsen zurück. Die Messunsicherheit der 12 bit Winkelencoder am Exoskelett ist mit ± 1 bit und einem daraus ergebenden Winkelfehler von $\pm 7^\circ \cdot 10^{-5}$ zu vernachlässigen. Ebenso zu vernachlässigen sind Nachgiebigkeiten der kinematischen Struktur, da das Exoskelett ohne Last ausgelenkt wurde. Wird das Bewegungserfassungssystem am gleichen Arm zusammen mit dem Exoskelett getragen, kommt es zu einer deutlichen Erhöhung des Messfehlers ε (siehe Abbildung 6.13b). Eine mögliche Ursache dafür sind Störungen durch elektromagnetische Felder, die Auswirkung auf das Messsignal des Magnetfeldsensors der IMUs haben. Befindet sich der Sensor in unmittelbarer Nähe (< 15 cm) einer elektromagnetischen Quelle, so wird die Ausrichtung des Lagesensors gestört und es ergeben sich

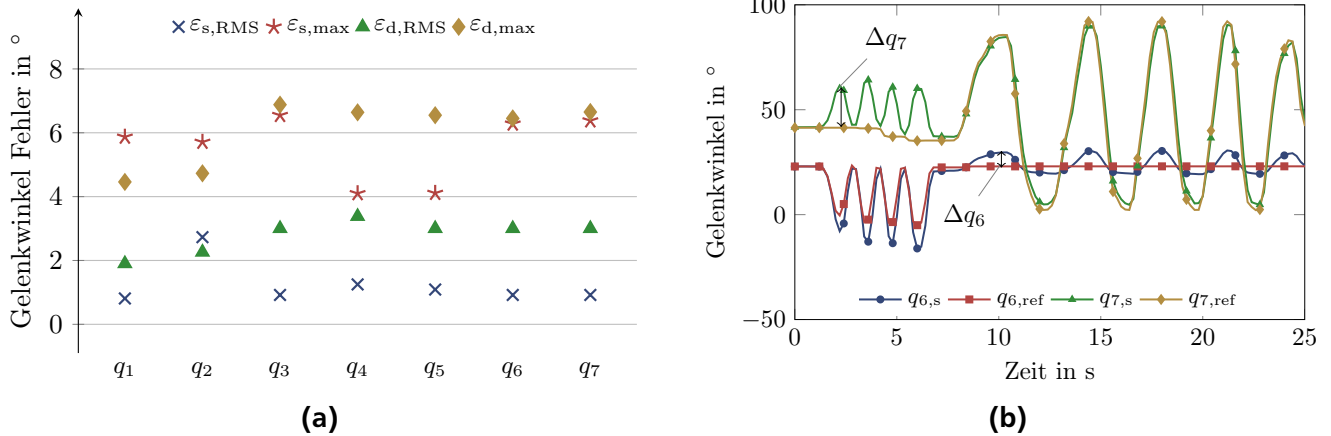


Abbildung 6.13: Analyse der Gelenkwinkelfehler ε_i . (a) Übersicht des RMS- und maximalen Fehlers aller Gelenke für statische (Index s) und dynamische Auslenkung (Index d). (b) Einfluss elektromagnetischer Felder auf die Gelenkwinkelbestimmung.

falsch berechnete Winkelauslenkungen. Führt man die Referenzmessung zur Charakterisierung des Bewegungserfassungssystems mit bestromten BLDC Motoren durch, so ist dieser Einfluss bei den Achsen 6 und 7 am Handgelenk deutlich erkennbar. Eine motorische Auslenkung des Gelenkwinkels q_6 führt zu einer scheinbaren Auslenkung Δq_7 , obwohl dieses nach dem Referenzsensor zu beurteilen still steht. Für die Nutzung des Systems ist somit auf genügend Abstand zu elektromagnetischen Quellen und ferromagnetischen Materialien zu achten.

Die Sensorsignalverarbeitung des Bewegungserfassungssystems wird zunächst auf Mikrocontrollern der aufgebauten Elektronikplattform implementiert. Diese kommuniziert dann über den Echtzeit-Bus mit dem Rechnersystem des Exoskeletts, auf welchem die umfangreichen Transformationsberechnungen durchgeführt und die bestimmten Gelenkwinkel an die Steuerung der Gelenkachsen übergeben werden. Um den Einfluss von Fehlinterpretationen der Sensoren zu minimieren, werden Grenzwerte für Beschleunigung, Geschwindigkeit und Winkelposition definiert. Somit ist eine sichere Gelenkwinkelvorgabe durch einen Trainer oder Therapeuten für das von einem Patienten getragenen Exoskeletts möglich.

6.2 Verfahren für die Bestimmung der Endeffektorposition

Ein weiteres Szenario der Mensch-Exoskelett-Kollaboration ist die Durchführung einer geplanten Bewegung der oberen Extremität für das Erreichen eines definierten Ziels, beispielsweise die Positionieraufgabe eines Werkzeugs. Dafür ist, anders als bei der Vorgabe von Gelenkwinkeln für die Armbewegungen, die Kenntnis der absoluten Position für den gewünschten Bewegungsablauf im kartesischen Raum relevant. Betrachtet man den Arbeitsraum des Exoskeletts muss die relative Position des Endeffektors zu seinem Ziel bekannt sein. Da sich beide Positionen mit der Zeit ändern können, ist ein Navigationssystem nötig, das kontinuierlich die Bewegungen erfasst und an einen Pfadplanungsalgorithmus übergibt. Ähnlich der menschlichen Navigation haben sich optische Systeme, basierend auf Kameras, als technische Navigationssysteme bewährt. Diese erfassen entweder mit 2D- oder 3D-Optiken die Umgebung und extrahieren daraus mittels *maschinellen Sehens* (CV, *computer vision*) die relevanten Objektinformationen oder erkennen die Lage der Objekte durch montierte Marker. Bei hohen Anforderungen an die Genauigkeit der Positionsbestimmung durch ein Trackingsystem eignen sich Infrarot (IR)-Kameras mit aktiven Markern [164]. Ein Marker ist dabei ein starres Element, welches mit mindestens drei IR-LEDs bestückt ist, die zur eindeutigen Zuordnung mit unterschiedlichen Pulsfolgen das Licht emittieren. Dadurch kann die Pose des Markers relativ zu einer Kamera mit mehreren ladungsgekoppelten Bauteilen (CCD, *charge-*

coupled device) Sensoren eindeutig bestimmt werden kann. In dieser Arbeit wird eine Trackingkamera mit aktiven IR-LED Markern (Typ AccuTrack250, Firma Atracsys) [165] verwendet. Das Ziel ist es, ein Echtzeit-Navigationssystem für die Mensch-Exoskelett-Kollaboration zu entwickeln, das in der Lage ist, für dessen Rechnersystem die Ist- und Sollpositionen über eine passende Schnittstelle bereit zu stellen. Aus dieser Navigationsaufgabe ergeben sich drei Fragestellungen:

- Wie viele Marker werden benötigt und welche Geometrie eignet sich für eine robuste Erfassung der Marker-Pose?
- Wie wird die äußere Kontur des realen Objektes zu der virtuellen Kontur ausgerichtet?
- Welche Fehler treten bei der Navigation auf und wie hoch sind die absoluten Fehlergrößen?

Für die Beantwortung der Fragen wird das Navigations-Szenario und mögliche Lösungen nach [166] näher untersucht.

Navigations-Szenario

Um die relative Position des Endeffektors zu seinem Ziel auf dem Objekt zu bestimmen, wird an dem Objekt ein Referenz-Marker (RBF, *reference base frame*) befestigt und zusätzlich ein Marker in das Werkzeug am Endeffektor integriert. Für das händische Abtasten der äußeren Kontur zur Registrierung des realen Objektes, wird ein weiterer Marker mit mechanischer Tastspitze (Taster) benötigt (siehe Abbildung 6.14).

Damit das Werkzeug von einer beliebigen Position im Arbeitsraum aus zum Ziel auf dem Objekt navigiert werden kann, müssen alle dafür relevanten Posen in ein gemeinsames Koordinatensystem transformiert werden. Initial werden die Posen des Referenz-Markers, Tasters und Werkzeugs im Kamera-Koordinatensystem aufgenommen. Für die Navigation und Pfadplanung wird das Koordinatensystem des Referenz-Markers genutzt, da dieses nach der Registrierung eine konstante Transformation zur Zielpose aufweist. Der Pfad p_d^v für die Interaktion des Werkzeugs mit dem virtuellen Objekt wird zunächst in dessen Koordinatensystem geplant. Die Registrierung des realen Objektes auf das virtuelle liefert die

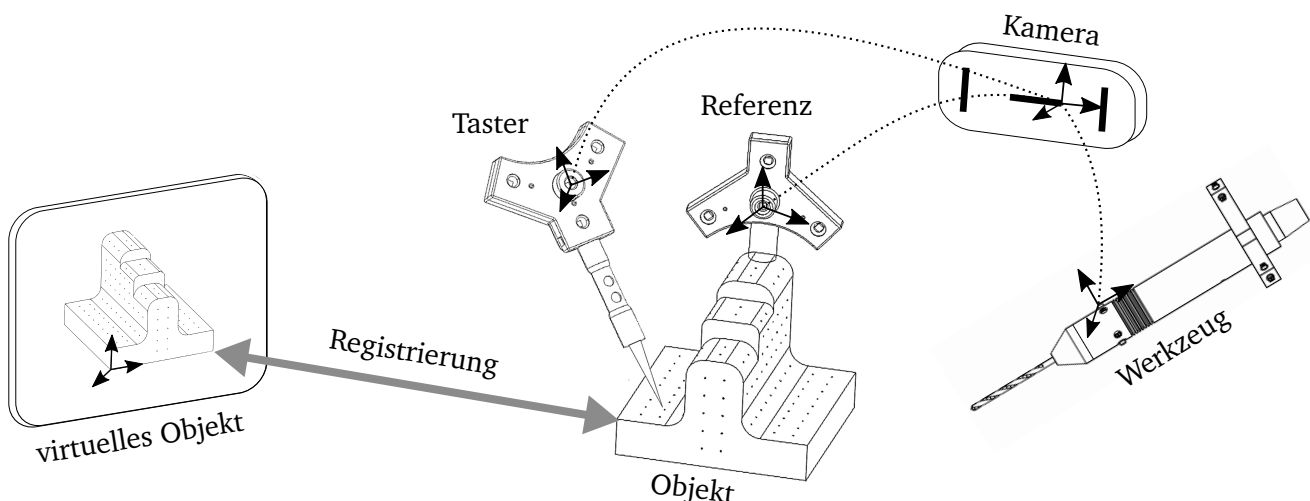


Abbildung 6.14: Navigations-Aufbau für die Bestimmung der Endeffektorposition. Die Pose der Marker wird durch die Trackingkamera erfasst. Hierfür werden speziell auf das Anwendungsszenario angepasste Marker als Taster und Referenz entworfen und zusätzlich ein Marker in das Bohrwerkzeug integriert. Mit dem Registrierungsverfahren wird der Ursprung des Objektes zu seinem virtuellen Abbild ausgerichtet und die Zielposition für die Pfadplanung des Exoskeletts bereitgestellt.

Transformationsmatrix A_r^v zwischen Referenz-Koordinatensystem und virtuellem Objekt. Damit kann der geplante Pfad p_d^r mit

$$p_d^r = (A_r^v)^{-1} p_d^v \quad (6.10)$$

in das Referenz-Koordinatensystem des realen Objektes transformiert werden. Zur Erreichung des Ziels für die Interaktion mit dem Objekt, wird die aktuelle Abweichung der Pose des Werkzeugs p_e^E zum geplanten Pfad p_d^r minimiert. Dazu wird die aktuelle Pose p_e^E im Kamera-Koordinatensystem ebenfalls in das gemeinsame Referenz-Koordinatensystem mit A_k^r (Transformation zwischen Kamera-Koordinatensystem und Referenz-Marker-Koordinatensystem) und A_E^k (Transformation Kamera-Koordinatensystem und Werkzeug-Koordinatensystem) zur berechneten Pose

$$p_e^r = A_k^r A_E^k p_e^E \quad (6.11)$$

transformiert. Befinden sich sowohl die Zielpose als auch die aktuelle TCP Pose des Werkzeugs im Referenz-Koordinatensystem, kann eine Lösung für die Navigationsaufgabe mit

$$\min |p_d^r - p_e^r| \quad (6.12)$$

gesucht werden.

Marker-Design

Für die Bestimmung der Marker-Pose ist die Lokalisierung der einzelnen LEDs sowie die Registrierung der LEDs zueinander in dem Marker entscheidend. Zu beachten sind dabei folgende Entwurfsrichtlinien [167]:

- Abstand der einzelnen LEDs zueinander groß wählen.
- Mittelpunkt der LEDs möglichst nahe zur Markerspitze anordnen.
- Hohe Anzahl an LEDs reduziert den Messfehler, erhöht jedoch die Latenz und die Gefahr auf Überschneidung.
- Dreidimensionale Anordnung der LEDs erhöht die Genauigkeit und reduziert die Störanfälligkeit bei Rotation.

Drei LEDs werden außen am Gehäuse positioniert und die vierte LED in einer erhöhten Ebene angeordnet. Die Außenmaße betragen 70 mm x 80 mm. Der Taster hat zusätzlich die Funktion zur Bestätigung des ertasteten Punktes sowie das Weiterschalten zum nächsten Punkt während der Registrierung. Die Elektronik wird auf eine Leiterplatte (PCB, *printed circuit board*) angeordnet und das Gehäuse aus einem synthetischen Polymer (PLA, *polyactic acid*) gedruckt. Da das Werkzeug am Endeffektor relativ zur Kamera um über 90° rotieren kann, werden insgesamt sechs LEDs in zwei um 90° zueinander angeordneten Ebenen an den Enden des Werkzeuges positioniert (siehe Abbildung 6.14).

Die Pose eines Markers wird durch sein Basis-Koordinatensystem in LED_0 definiert. Die x-Achse zeigt die Richtung der LED_1 , die y-Achse orthogonal dazu in einer durch LED_0 , LED_1 und LED_2 aufgespannten Ebene und die z-Achse orthogonal zu beiden Achsen an (siehe Abbildung 6.15a). Bestimmt wird die Pose über ein Paired-Point Matching Verfahren [164], welches die von der Kamera gemessenen LED Positionen auf die kalibrierte Marker Geometrie ausrichtet. Der statische Positionsfehler wird kontinuierlich bestimmt und dient zur Validierung der gemessenen Pose. In 1 m Entfernung beträgt der RMS < 0,3 mm, bis 2,5 m ist der RMS < 0,5 mm. Der dynamische Positionsfehler ist abhängig von der Bewegungsgeschwindigkeit des Markers, bei einer Abtastrate von 4 kHz ist dieser bei den Bewegungen des Endeffektors zu vernachlässigen.

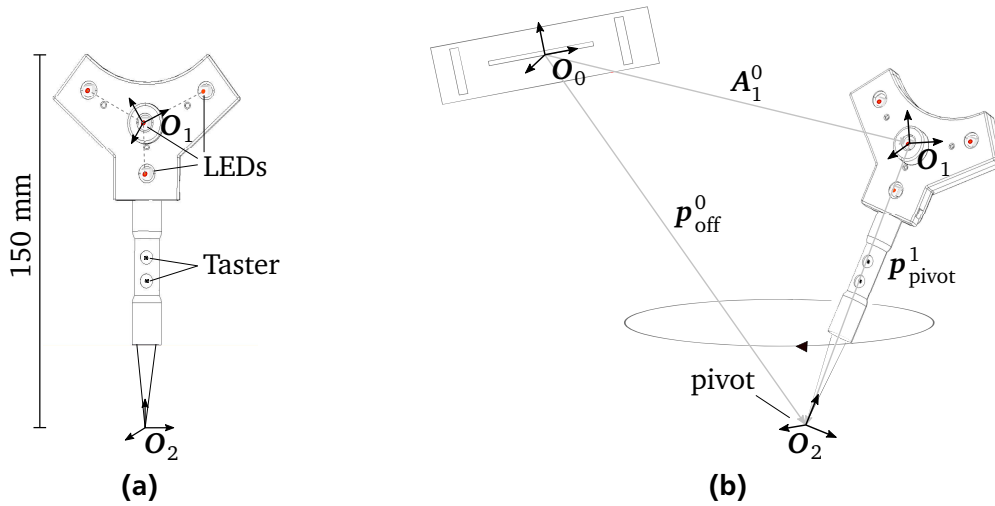


Abbildung 6.15: Entwurf der aktiven Marker für das Navigationssystem des Exoskeletts. (a) Aufbau der Marker Geometrie, bestehend aus vier IR-LEDs, welche den Koordinatenursprung O_1 definieren, einer Tastspitze mit O_2 und zwei Tastern zur Bedienung. (b) Implementiertes Pivotisierungsverfahren zur Kalibrierung der Tastspitze bezüglich des Markerkoordinatensystems.

Für das Antasten der Objektoberflächen muss für den Taster eine Transformation vom Koordinatenursprung zur Markerspitze durchgeführt werden. Um Toleranzen bei der Fertigung des Markers auszugleichen und einen schnellen Wechsel von Markerspitzen zu ermöglichen wird hierzu die Anwendung eines Pivot-Kalibrierverfahren [168] untersucht. Dabei wird der Transformationsvektor p_{pivot}^1 zur Spitze des Werkzeuges über die gleichmäßige Rotation des Markers um einen fixierten Pivotpunkt ermittelt (siehe Abbildung 6.15b). Das Trackingsystem nimmt hierzu die Marker-Pose A_1^0 durch das Marker-Koordinatensystem O_1 im Kamera-Koordinatensystem O_0 auf. Die Transformation ergibt sich durch den fixierten Pivotpunkt zu

$$A_1^0 p_{off}^0 = p_{pivot}^1, \quad (6.13)$$

wobei die Transformation von der Kamera O_0 zum Pivotpunkt O_2 ebenfalls durch einen konstanten Vektor p_{off}^0 beschrieben werden kann. Die Markerpose A_1^0 lässt sich in die zeitveränderliche Rotationsmatrix R_i und den Translationsvektor p_i auftrennen und Gleichung (6.13) somit, bei Aufnahme einer Vielzahl an Markerposen, in ein überbestimmtes Gleichungssystem

$$\begin{bmatrix} R_i & -I \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} p_{off}^0 \\ p_{pivot}^1 \end{bmatrix} = -p_i \quad (6.14)$$

überführen. Über die Methode der kleinsten Quadrate lässt sich mittels Pseudoinverse die unbekannten Vektoren und somit der kalibrierte Abstand des Koordinatenursprungs zur Markerspitze p_{pivot}^1 bestimmen.

6.2.1 Registrierungsverfahren

Der kalibrierte Taster dient zur Registrierung des realen Objektes auf sein virtuelles Modell. Dabei wird eine Transformationsmatrix gesucht, welche eine finite Anzahl an Datenpunkten der jeweiligen Objekte bestmöglich zueinander ausrichtet. Ziel ist die Ausrichtung beider Koordinatensysteme, sodass eine Transformation im virtuellen System in gleicher Weise auf den selben Punkt im realen System führt. Geht

man davon aus, dass eine Interaktion ausschließlich mit starren Objekten stattfinden soll, so vereinfacht dies die Berechnung der Transformationen während der Registrierung, da keine elastischen Verformungen und somit affine Geometrien auftreten können.

Für die Durchführung einer korrekten Registrierung des Zielobjektes durch den Nutzer mittels Taster müssen gewisse Anforderungen durch das Navigationssystem erfüllt werden. Die Durchführung muss intuitiv in einer angemessenen Zeit möglich und es muss kein Expertenwissen über die im Hintergrund laufenden Berechnungsverfahren nötig sein. Fehler in der Durchführung müssen frühzeitig vom System erkannt werden und durch den Nutzer korrigierbar sein. Eine Übersicht zu möglichen Registrierverfahren findet sich in der Literatur [164, 169]. Basierend auf der Bewertung dieser Verfahren, werden im Folgenden die *Paired-point* und die *Surface* Registrierung vorgestellt, implementiert und evaluiert.

Paired-point Registrierung

Bei der *Paired-point* Registrierung werden Landmarken in einer virtuellen Darstellung des Objektes definiert und die entsprechenden Koordinatenpunkte \mathbf{x} gespeichert. Am realen Objekt werden diese markanten Punkte dann mit dem Taster angetastet und die Koordinatenpunkte des Markers \mathbf{y} im Kamerakoordinatensystem gespeichert (siehe Abbildung 6.16a). Aus dem korrespondierenden Datensatz $[\mathbf{x}, \mathbf{y}]$ wird im Anschluss über die Methode der kleinsten Quadrate [170] die optimale Transformation gesucht, welche beide Koordinaten-Datensätze zueinander ausrichtet und dessen euklidische Distanz minimiert. Dazu lässt sich eine Kostenfunktion ϵ^2 formulieren, welche mittels einer rotationssymmetrischen Matrix \mathbf{R} und dem Translationsvektor $\mathbf{p} = [p_x p_y p_z]$ den Datensatz \mathbf{x} mit der Anzahl n (mit $n \geq 3$) auf \mathbf{y} transformiert. Das Ziel ist dabei, dass ϵ^2

$$\epsilon^2(\mathbf{R}, \mathbf{p}) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \|\mathbf{y}_i - (\mathbf{R}\mathbf{x}_i + \mathbf{p})\|^2 \quad (6.15)$$

gegen Null konvergiert. Setzt man die gefundene Transformation in die Kostenfunktion ein, so kann der resultierende Registrierungsfehler ermittelt und mit einem vorher gesetzten Schwellwert verglichen werden. Wird dieser überschritten, wird die Registrierung wiederholt.

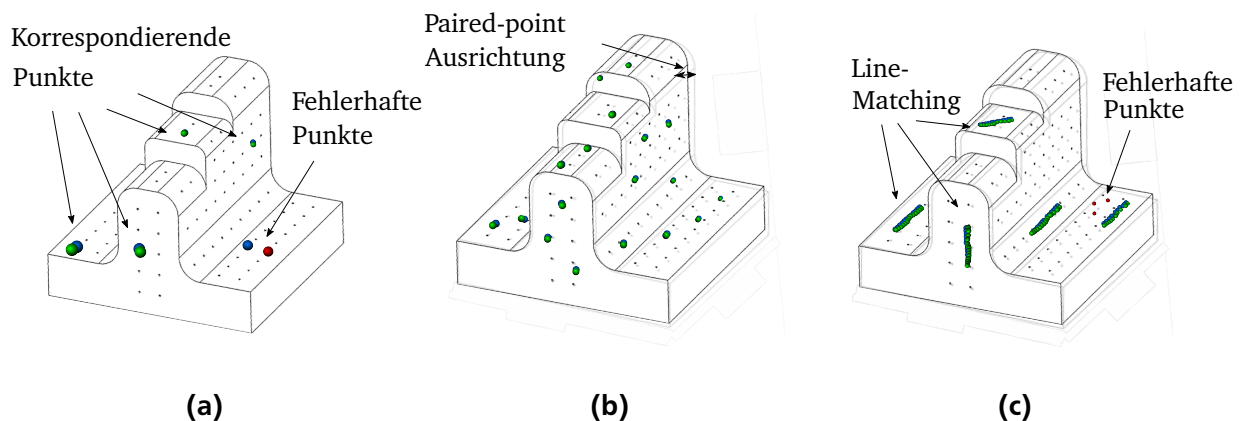


Abbildung 6.16: Übersicht der implementierten Verfahren zur Registrierung von Objekten für die Pfadplanung des Exoskeletts. (a) *Paired-point* Registrierung mit der freien Wahl von korrespondierenden Punkten im virtuellen Objekt und Antastung dieser Punkte mit dem Taster am realen Objekt. (b) *Surface* Registrierung mit zusätzlicher Antastung zufälliger Punkte auf dem realen Objekt. (c) Verbesserte Registrierung durch ein *Line-Matching* Verfahren.

Surface Registrierung

Aufgrund der geringen Anzahl an Datenpunkten bei der initialen *Paired-point* Registrierung ist mit einem Registrierungsfehler zu rechnen, welcher durch eine Vielzahl an weiteren Datenpunkten mittels *Surface* Registrierung reduziert werden kann (siehe Abbildung 6.16b). Dabei dient die initiale Registrierung zunächst der groben Ausrichtung der Objekte zueinander, da bei der *Surface* Registrierung die Berechnung in ein lokales Minima geraten kann. Zunächst werden ca. 20 weitere Punkte zufällig auf der Oberfläche des Objektes mit dem Taster angetastet [169]. Daraufhin wird mittels Iterationsalgorithmus (ICP, *Iterative Closest Point*) die aufgenommene Punktwolke zu den Punkten des virtuellen Objektes ausgerichtet und über die Summe der quadratischen Abstände die Güte kontrolliert [171]. Während bei der *Paired-point* Registrierung die Zuordnung der korrespondierenden Punkte (x_i, y_i) bekannt ist, wird bei der *Surface* Registrierung für jeden Punkt x_i die euklidische Distanz zu allen Punkten y_i berechnet und der Punkt mit dem geringsten Wert zugeordnet. Um dabei die Rechenzeit zu verkürzen, werden die Transformationen mit Quaternionen berechnet [172]. Für die Implementierung des Algorithmus kann auf die Software-Entwicklungsumgebung des *Visualization Toolkit* [173] zurückgegriffen werden. Der iterative Prozess wird beendet, sobald die Abweichung zweier Punkte unterhalb des Schwellwertes liegt oder eine maximale Anzahl an Iterationen erreicht wurde.

Line-Matching Registrierung

Die *Surface* Registrierung erzielt eine deutliche Verbesserung in der Reduzierung des Registrierungsfehlers aufgrund der hohen Anzahl an Datenpunkten und ist Stand der Technik bei medizinischen Anwendungen. Das einzelne Antasten dieser Punkte ist jedoch zeitaufwendig. Aus diesem Grund wird nach einer Optimierungsmöglichkeit gesucht, welche die Anwendungszeit bei gleichbleibendem Ergebnis deutlich reduziert. Dabei sollen sowohl eine Vielzahl an Punkten aufgenommen und diese gleichzeitig abhängig einer auftretenden Fehlerwahrscheinlichkeit bewertet werden.

Unter der Annahme, dass die zu registrierenden Objekte glatte Oberflächen aufweisen, können die aufzunehmenden Punkte zu Linien zusammengefasst werden, um so eine Vielzahl an unterschiedlichen Datenpunkten zu gewinnen (siehe Abbildung 6.16c). Die Linie kann mit einem dauerhaften Tastendruck gezogen werden. Wobei auf konstanten Kontakt zur Oberfläche geachtet werden muss. Anders als bei der *Surface* Registrierung, ist bei den benachbarten Punkten einer Linie anzunehmen, dass die euklidische Distanz gering ausfällt und die Werte bei konstanter Bewegungsgeschwindigkeit des Tasters eine geringe Abweichung zueinander aufweisen. Somit können Messfehler, verursacht durch Sichtabbruch des Markers zur Kamera bzw. Rauschen durch störende Infrarotquellen, aus den Datensätzen gefiltert werden. Eine solche Bewertung kann durch die Erweiterung des ICP Algorithmus realisiert werden, um jedem Korrespondenzpaar $[x_i, y_i]$ eine Gewichtung $w_i \in [0,1]$ zuzuweisen. Somit ergibt sich eine gewichtete Kostenfunktion mit

$$\epsilon^2(\mathbf{R}, \mathbf{t}) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \|w_i(y_i - (\mathbf{R}x_i + \mathbf{t}))\|^2. \quad (6.16)$$

Für das Antasten von Linien bei annähernd glatten Strukturen lassen sich für die Gewichtungen w_i der einzelnen Iterationsschritte des ICP folgende Annahmen treffen:

- Durch die gleichmäßige Struktur der Oberfläche ist die minimale euklidische Distanz, ermittelt über den ICP, bei benachbarten Punkten der Linien zu den korrespondierenden Punkten nahezu gleich. Dies gilt zwar nicht bei der Überquerung von Ecken und hochfrequenten Strukturänderung, jedoch entstehen hierbei eher Fehler beim Antasten, weshalb diese Bereiche geringer gewichtet werden.
- Beträgt die Entfernung eines benachbarten Punktes einen größeren Wert als die Standardabweichung 2σ aller benachbarter Punkt-zu-Punkt Entfernungen, so wird diesem die Gewichtung gleich null zugewiesen.

- Um eine bessere Ausrichtung des realen auf das virtuelle Objektes zu erreichen, müssen die Linien und möglichst vielen Ebenen, sowie direkt benachbarte Linien möglichst orthogonal zueinander angetastet werden.
- Zur initialen Ausrichtung der Objekte wird eine *Paired-point* Registrierung durchgeführt, um eine Konvergenz in lokalen Minima zu verhindern.

Das hier vorgestellte *Line-Matching* Verfahren bietet im Gegensatz zu etablierten Verfahren die Möglichkeit, Registrierungszeiten deutlich zu verkürzen und trotzdem eine geringe Abweichung zwischen realem und virtuellem Objekt zu erzielen.

6.2.2 Evaluierung der Registrierungsverfahren

Für eine möglichst genaue Positionierung des Endeffektors auf einem bekanntem Objekt ist die Qualität der durchgeführten Registrierung essentiell. Als mögliche Fehlerquellen gelten a) ungenaue Bildaufnahmen des Zielobjektes, wodurch Fehler in der Oberflächenstruktur des virtuellen Objektes entstehen, b) Messfehler des Trackingsystems, welche vor allem durch Unsicherheiten der LED Koordinatenpunkte der Marker hervorgerufen werden [165] und c) durch fehlerhafte Bedienung des Tasters bei der Registrierung. Daraus lassen sich nach [174] drei der Registrierung zugeordnete Messfehler definieren:

- Referenz-Position-Fehler (FLE, engl. *fiducial localization error*)
- Referenz-Registrierungs-Fehler (FRE, engl. *fiducial registration error*)
- Ziel-Registrierungs-Fehler (TRE, engl. *target registration error*)

Der FLE beschreibt den Fehler zwischen Referenzpunkten auf dem virtuellen und realen Objekt und setzt sich zum einen aus dem physischen Marker Fehler (Bedien- und Trackingfehler), als auch Bildfehlern zusammen (siehe Abbildung 6.17). Wird eine Registrierung durchgeführt, pflanzt sich der FLE in deren Ausführung fort. Der FRE beschreibt den Fehler nach Berechnung der Transformation und dient somit als Indikator einer erfolgreich durchgeführten Registrierung. Erreicht der FRE einen definierten Schwellwert, müssen entweder neue Datenpunkte im virtuellen System definiert werden oder die vorhandenen Punkte mit dem Tasters neu angetastet werden. Entscheidend für den späteren Verlauf der Navigation, in Form einer genauen Positionierung des Werkzeuges auf dem Zielobjekt, ist der TRE, welcher den Positionsfehler von beliebigen Punkten auf dem Objekt beschreibt, die nicht für die Registrierung verwendet wurden. Obwohl der TRE und FRE beide vom FLE abhängig sind, besteht zwischen ihnen keine direkte Korrelation [175]. Falls eine konstante Verschiebung gleichermaßen für alle Registrierungspunkte auftritt, kann der FRE im Vergleich zum TRE deutlich geringer ausfallen. Während der FRE als guter Indikator für die Qualität der Registrierung dient und somit bei der Überschreitung eines Schwellwertes die Wiederholung dieser vorschreibt, wird der TRE durch eine genauere Fehleranalyse mit einer Objektreferenz einmalig evaluiert.

Als Objektreferenz wird eine Struktur entworfen, welche mit den Außenmaßen von 100 mm x 100 mm sowohl glatte Oberflächen, Rundungen nach außen und innen, als auch Kanten in allen räumlichen Ebenen abbildet (siehe Abbildung 6.16). Der Körper aus Aluminium ist mit einer angegebenen Genauigkeit von 0,05 mm gefertigt, somit ist die fertigungsseitig verursachte Positionsunsicherheit um ein vielfaches geringer als der Fehler des Trackingsystems und damit zu vernachlässigen. Zur genauen Antastung von Punkten, wurden in einem gleichmäßigen Abstand von 10 mm Bohrungen mit einer Tiefe von 1 mm gesetzt, in welche die Spitze des Tasters während der Registrierung und der Bestimmung von Testpunkten fixiert werden kann.

Die Messunsicherheit σ_{reg} setzt sich aus den zuvor beschriebenen Unsicherheiten des Trackings σ_{tra} ,

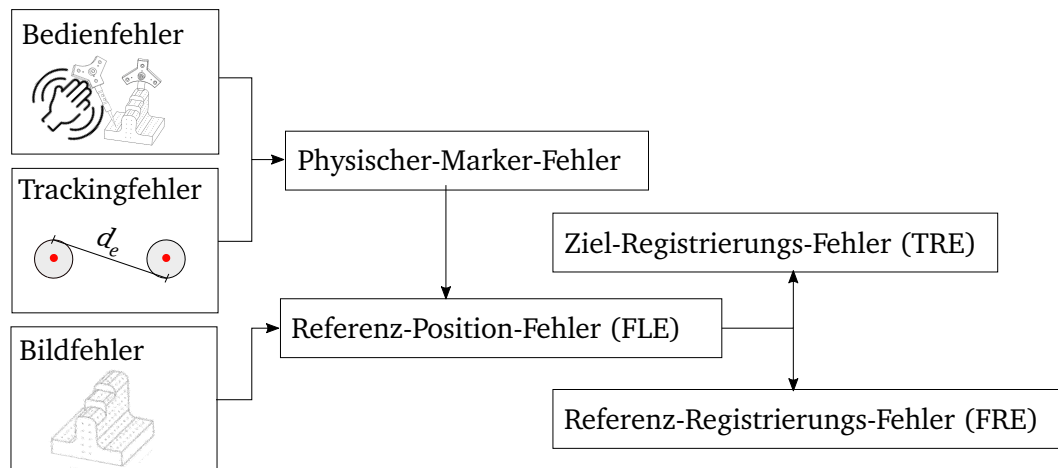


Abbildung 6.17: Beschreibung relevanten Fehler zur Beurteilung der durchgeführten Registrierung und dessen Ursachen nach [166, 174].

der Bildverarbeitung σ_{ima} , der Kalibrierung σ_{cal} und der Handhabung σ_{han} zusammen. Geht man davon aus, dass alle Messunsicherheiten unabhängig voneinander sind, so ergibt sich die Unsicherheit der Registrierung nach [118] zu

$$|\sigma_{\text{reg}}| = \sqrt{|\sigma_{\text{tra}}|^2 + |\sigma_{\text{ima}}|^2 + |\sigma_{\text{cal}}|^2 + |\sigma_{\text{han}}|^2}. \quad (6.17)$$

Im Folgenden werden die Messunsicherheiten der Registrierungsverfahren experimentell bestimmt, um ein geeignetes Verfahren für die Bestimmung der Zielposition bei der Mensch-Exoskelett-Kollaboration zu identifizieren.

Statische Positionsabweichung

Ein absoluter Wert des Positionsfehlers von Taster und Referenz-Markern kann nicht experimentell bestimmt werden, da der Koordinatenursprung der Kamera nicht bekannt ist. Alternativ dient die zeitliche Verteilung der Markerpositionen als Indikator zur Messunsicherheit des Trackingsystems. Um die statische Verteilung des Ursprungskoordinatensystem beider Marker abzuschätzen, werden diese fest in einem Meter Abstand zur Kamera montiert und ca. 1000 Datensätze aufgenommen. Aus den Punkten wird der Mittelpunkt und jeweilige euklidische Abstand der Punkte zum Mittelpunkt bestimmt. Zusätzlich wird die Unsicherheit durch die Pivotkalibrierung des Tasters evaluiert, wobei der Fehler, verursacht durch die dynamische Bewegung des Markers, als deutlich höher im Vergleich zur statischen Messung erwartet wird.

Das Ergebnis zeigt die geringste durchschnittliche Abweichung beim Referenz-Marker mit einem Median von 0,02 mm, eine etwas höhere Positionsabweichung beim Taster und eine deutliche Erhöhung beim Kalibrierfehler des Tasters mit 0,3 mm. Die Auftretensverteilung der euklidischen Abstände zum Mittelpunkt weisen keine Normalverteilung auf (siehe Abbildung 6.18b).

Es ist zu vermuten, dass dies auf eine anisotrope Verteilung der LED Lokalisation durch die Trackingkamera zurückgeführt werden kann [176]. Die resultierende Verteilung wird somit mittels Median, 25 %-Perzentil und 75 %-Perzentil angegeben (siehe Abbildung 6.18a). Die geringe Abweichung beider Marker bei der statischen Messung ist nur auf Unsicherheiten bei der Markerkalibrierung zurückzuführen. Die deutlich größere Messunsicherheit beim kalibrierten Tasters liegt zwar noch im Bereich der Angaben des Herstellers, verdeutlicht jedoch die Störempfindlichkeit des Systems hinsichtlich der Distanz von Messpunkt und Koordinatenursprung sowie dynamischer Bewegung und Rotation der Marker relativ zur Kamera. Eine Abhilfe zur Verbesserung der Genauigkeit des Tasters wäre die Positionierung einer LED nahe der Markerspitze. Dies erhöht jedoch das Risiko einer Verschattung der LED durch den Nutzer. Bei

der Integration der LEDs in das Werkzeug des Exoskeletts wird diese Anordnung jedoch berücksichtigt, um den gesamten Bereich des Bohrers für den Marker zu nutzen. Da in der Anwendung sowohl das Werkzeug, als auch der Referenzmarker translatorisch und rotatorisch bewegt werden, wird die dadurch erhöhte Messunsicherheit im Folgenden weiter experimentell bestimmt.

Dynamische Positionsabweichung durch translatorische Bewegung

Es ist anzunehmen, dass die Messunsicherheit bei zunehmender translatorischen Geschwindigkeit des Markers ebenfalls steigt. Um diese Annahme zu quantifizieren wird der Referenz-Marker auf einem Schlitten einer motorisch betriebenen Linear-Achse montiert und die initiale Position durch Mittlung von 1000 Messwerten bestimmt. Die Markerpositionen im Kamerakoordinatensystem werden bei diesem Versuch über einen Weg von 200 mm aufgenommen, der Schlitten fährt dabei mit konstanter Geschwindigkeit von 1...10 mm/s mit einer Positioniergenauigkeit von $< 0,02$ mm. Zusätzlich wird der Schlitten mit einer Maximalgeschwindigkeit von 210 mm/s über eine Strecke von 400 mm bewegt. Die Zielposition wird ebenfalls gemittelt und die relative, euklidische Distanz der Punkte zu verbindenden Geraden zwischen Start und Ziel berechnet. Die Auswertung der relativen Positionsabweichungen zeigt eine Abhängigkeit zur Verfahrensgeschwindigkeit von durchschnittlich $\mu = 0,2...0,3$ mm bei einer Standardabweichung der Probe von $\sigma = 0,2...0,4$ mm (siehe Abbildung 6.19a). Auch bei hohen Geschwindigkeiten bleibt die mittlere Abweichung jedoch bei 0,3 mm und liegt damit im Bereich des Fehlers durch die Pivotkalibrierung der Tasterspitze (siehe Abbildung 6.18a). Lediglich die maximale Abweichung steigt auf den doppelten Wert mit 1 mm an. Da bei dem Versuch lediglich ein Marker mit einer Bildwiederholrate von 400 Hz verwendet wurde, geht der gemessene relative Positionsfehler nicht auf eine Unterabtastung zurück. Vielmehr ist mit dem konstruktionsbedingten Auftreten von mechanischen Oszillationen der Marker und LEDs zu rechnen. Durch das Material PLA des Markergehäuses fällt die Steifigkeit der Struktur eher gering aus. Dies zeigt ein vergleichender Versuch mit dem Taster, der einen höheren Abstand zwischen Befestigung und Koordinatenursprung des Markers aufweist. Die geschwindigkeitsabhängige Abweichung fällt bei diesem Versuch ungefähr dreifach höher aus. Aus diesem

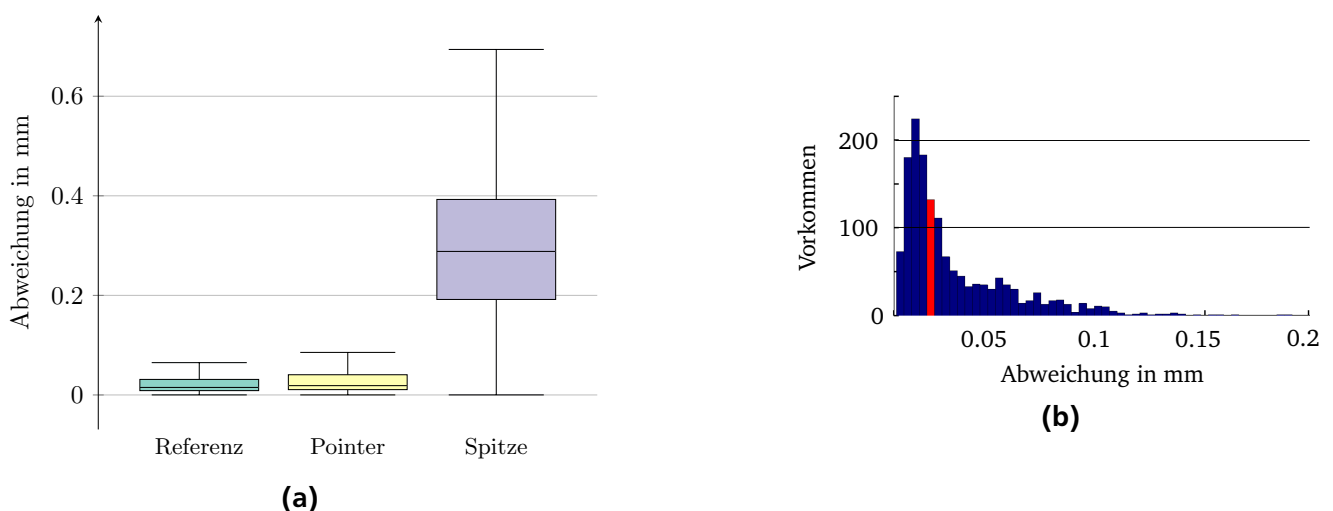


Abbildung 6.18: Statische Abweichungen und Verteilung beim Referenz-Marker. (a) Positionsabweichungen des Referenz-Markers, Tasters und der kalibrierten Spitze. Dargestellt sind der Median, 25 %-Perzentil, 75 %-Perzentil, sowie Minimum (25 %-Perzentil - 1,5 mal Interquartilsabstand) und Maximum (75 %-Perzentil + 1,5 mal Interquartilsabstand). (b) Histogramm über die Verteilung und Median (rot) der Positionsabweichungen des Tasters zu einem berechneten Mittelwert.

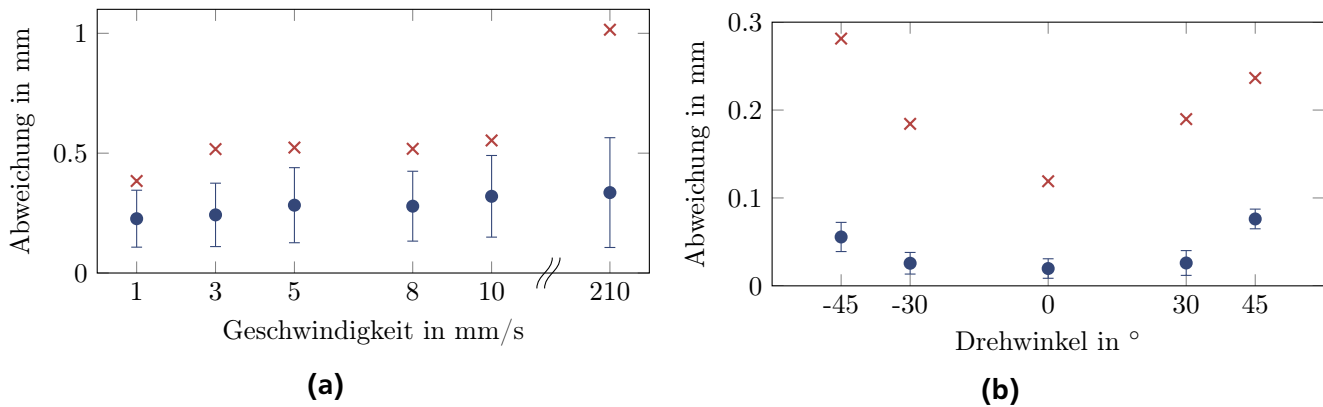


Abbildung 6.19: Mittelwert, Standardabweichung und Maximalwerte der relativen Positionsabweichung von der ermittelten Markerposition zur Referenz in Abhängigkeit von den Geschwindigkeiten. (a) Positionsabweichung in Abhängigkeit eine variablen Geschwindigkeit des Markers bis zu 210 mm/s. (b) Positionsabweichung des Markers abhängig des Verdrehwinkels zur Kamera.

Grund wird der Marker für das Werkzeug, das am Exoskelett befestigt wird, an dem höhere Geschwindigkeiten und mögliche Oszillationen auftreten, nicht aus PLA gefertigt. Stattdessen wird die Sensorik in die Struktur des Bohrergehäuse integriert und weist durch das Aluminium eine hohe Steifigkeit auf.

Dynamische Positionsabweichung durch rotatorische Bewegung

Neben der Bewegungsgeschwindigkeit wird der Einfluss der Ausrichtung durch Rotation des Markers zur Kamera auf die Messunsicherheit untersucht. Auf Grund des begrenzten Abstrahlwinkels der IR-LEDs ist mit einer Erhöhung der Messunsicherheit bei zunehmender Rotation des Markers zu rechnen. Eine parallele Ausrichtung der Marker-Normalen zur Kamera wird als ideal angenommen. Für die experimentelle Bestimmung der Positionsabweichung des Markers, abhängig von der Rotation, wird dieser auf einen manuellen Drehtisch mit einer diskreten Winkelauflösung von 1° Schritten montiert und die statische Position bei einer kompletten Drehung um 360° aufgenommen. Die Abweichung bei direkter Ausrichtung zur Kamera mit einem Drehwinkel von 0° fällt am geringsten aus und steigt quadratisch mit größerem Winkel (siehe Abbildung 6.19b). Der maximale Drehwinkel der Marker zur Kamera liegt bei 150° , danach ist der Marker nicht mehr sichtbar. Einen Unterschied zwischen horizontaler und vertikaler Drehung ist nicht festzustellen. Da die statische Abweichung der Markerposition bei Rotationen um 45° bereits um den 3-4 fachen Wert höher liegt, als bei direkter Ausrichtung, ist im Betrieb des Systems auf eine entsprechende Montage der Marker zu achten. Da sich der Marker des Werkzeuges jedoch für die Positionierung des Endeffektors im Arbeitsraum frei bewegen muss, sind hierfür besondere Vorkehrungen seitens der Pfadplanung zu treffen, um möglichen Störeinflüsse durch die Ausrichtung des Endeffektors zu verhindern.

Bestimmung des Gesamtfehlers nach Registrierung

Die gesamte Messunsicherheit bei der Registrierung und der daraus resultierende Fehler bei der Positionierung des Endeffektors auf dem Zielobjekt ist abhängig von den aufsummierten Messunsicherheiten und kann durch die experimentelle Bestimmung des TRE verifiziert werden. Mit Hilfe der zuvor untersuchten Messunsicherheiten und zusätzlichen Annahmen wird zunächst σ_{reg} bestimmt. Der Bildfehler bei dem konstruierten Referenz-Modell ist zu vernachlässigen, da das Bild für die Versuche direkt aus einer CAD Konstruktion extrahiert wurde. Die Unsicherheiten bei der Fertigung des Aluminium-Körpers

werden für σ_{ima} mit 0,05 mm berücksichtigt. Da sich der Referenz-Marker bei dem Versuch nicht bewegt, kann von der statischen Unsicherheit für σ_{tra} mit 0,02 mm ausgegangen werden. Beim Kalibrierungsfehler des Tasters wird das Maximum (siehe Abbildung 6.18a) verwendet und eine Unsicherheit bei der Handhabung, bspw. durch fehlerhaftes Antasten der Bohrungen, von $\sigma_{\text{han}} = 0,5$ mm angenommen. Daraus ergibt sich eine zu erwartende Messunsicherheit von $\sigma_{\text{reg}} = 0,87$ mm für die Registrierung und die daraus resultierende unsichere Abschätzung des Zielpunktes durch das Navigationssystem. Verifiziert werden die getroffenen Annahme durch die Ermittlung des TRE für die Registrierung des Referenz-Objektes. Auf dem Objekt wird der Referenz-Marker befestigt und mit dem Taster die definierten Oberflächenpunkte für die einzelnen Registrierungsverfahren in einem Abstand von 1 m zur Kamera angetastet (siehe Abbildung 6.14).

Für die initiale Paired-point Registrierung werden jeweils fünf gleich über das virtuelle Objekt verteilte Punkte markiert und am realen Objekt angetastet. Bei der Surface Registrierung werden 30 zufällig gewählte Punkte auf der Oberfläche des Objekt angetastet. Für das *Line-Matching* werden sechs Linien an unterschiedlichen Positionen abgefahren, jeweils paarweise orthogonal zueinander. Um den Gesamtfehler für die Navigation zu bestimmen, werden 15 Bohrpunkte auf dem virtuellen Objekt definiert, welche zuvor nicht für die Registrierung genutzt wurden und auf dem Bildschirm dargestellt. Jeder Punkt wird einzeln mit dem Taster angetastet und der TRE jeweils für alle drei Registrierungsverfahren berechnet. Dazu wird die euklidische Distanz der Pose \mathbf{p}_{vir} des jeweiligen Punktes auf dem virtuellen Objekt von der mit der Registrierungs-Transformationsmatrix \mathbf{T}_{reg} multiplizierten Pose \mathbf{p}_{real} des Tasters am realen Objekt mit

$$\epsilon_{\text{TRE}} = |\mathbf{p}_{\text{vir}} - \mathbf{T}_{\text{reg}}\mathbf{p}_{\text{mea}}|^2 \quad (6.18)$$

berechnet. Der Versuch wird 11 mal für die drei Registrierungsverfahren durchgeführt und jeweils der Durchschnitt sowie Minimal- und Maximalwert der Abweichungen berechnet (siehe Abbildung 6.20a). Daraus wird der gesamte Durchschnitt inkl. Standardabweichung für alle Versuche ermittelt (siehe Abbildung 6.20b). In Summe wird so der TRE von $n = 495$ Punkten bestimmt.

Das Ergebnis zur Evaluierung der drei implementierten Registrierungsverfahren weist in Summe ein durchschnittlichen Fehler von $\leq 0,8$ mm auf, wobei einige Ausreißer von ca. 2 mm Abweichung festzustellen sind. Das neue *Line-Matching* Verfahren erzielt dabei die besten Ergebnisse mit einer durchschnittlichen Abweichung von 0,7 mm. Die Filterung von fehlerhaften Messpunkten ist eine mögliche Erklärung dazu. Die zuvor ermittelte Messunsicherheit σ_{reg} liegt im Bereich des experimentell bestimmten Fehlers und dient somit als valide Abschätzung der zu erwartenden Positionsabweichung verursacht durch das Navigationssystem. Das Navigationssystem übermittelt die Pose des Werkzeugs im Referenz-Marker Koordinatensystem über ein verbindungsloses Netzwerkprotokoll (UDP, *User Datagram Protocol*).

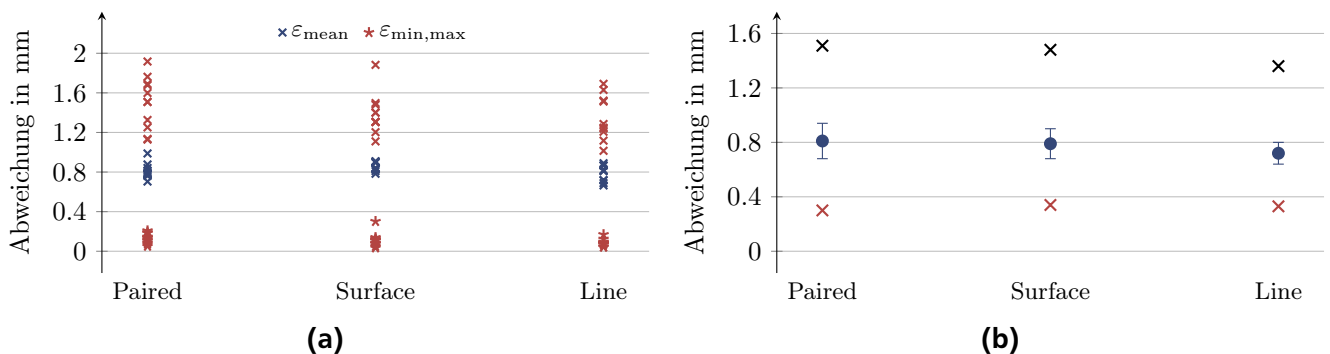


Abbildung 6.20: Evaluationsergebnisse der implementierten Registrierungsverfahren durch Versuche an einem Referenz-Objekt. (a) Durchschnittswerte sowie Minimal- und Maximalwerte der Fehler (TRE) bei den einzelnen Messungen. (b) Zusammenfassung der Messergebnisse zu einem Mittelwert, Standardabweichung sowie Minimal- und Maximalwert.

Über dessen Einbindung in das Exoskelett-Rechnersystems werden die Sensordaten für die Echtzeit Pfadplanung des Endeffektors verwendet.

6.3 Zusammenfassung

Die hier vorgestellten Verfahren zur Gelenkwinkel- und Endeffektorpositionsbestimmung liefern die benötigten Zustandsgrößen auf Basis der systemintegrierten Sensoren für die Mensch-Exoskelett Kollaboration. Während durch die Vorgabe der Gelenkwinkel über das IMU-basierte Bewegungserfassungssystem eine direkte Kontrolle der unterstützenden Bewegungen des Exoskeletts durch einen Menschen übernommen wird, ermöglicht das Navigationssystem eine geplante Interaktion mit beweglichen Objekten im Raum. Beide Systeme wurden so umgesetzt, dass die Sensordaten über die standardisierte Schnittstelle des Rechnersystem für die Ansteuerung des Exoskeletts eingebunden werden können und zu Beginn der Bewegungsaufgabe eine Kalibrierung des Armes oder Objektes durchgeführt werden kann.

Mit dem Bewegungserfassungssystem wurde gezeigt, dass statt der Implementierung aufwändiger Sensordatenfusionsalgorithmen zur Bestimmung der absoluten Lage der IMUs im Raum, die heute erhältlichen SiP Sensoren für die Bestimmung der Gelenkwinkel genutzt werden können. Durch einen einfach durchführbaren Kalibrierprozess lässt sich das System so auf verschiedene Positionierungen an den Extremitäten adaptieren, ohne genauere anatomische Kenntnisse für die Bestimmung der Transformationen kennen zu müssen. Die erzielten Messunsicherheiten erfüllen dabei die Ansprüche eine Positionsvorgabe im Gelenkraum.

Die Navigation des Endeffektors zu einem definierten Punkt auf einem beweglichen Objekt stellt hingegen eine hoch anspruchsvolle Aufgabe für das kollaborative Exoskelett dar. Während der Mensch den Abstand seiner Hand oder eines Werkzeuges zu einem Zielobjekt in Bruchteilen eine Sekunde einschätzt und entsprechend seine Armbewegung plant und durchführt, muss für die durch den Manipulator geführte Bewegung zum Zielpunkt das entsprechende Objekt mit einem Marker versehen und durch eine geeignete Registrierung die Lage des realen und virtuellen Objektes ausgeglichen werden. Dabei wurde eine neue *Line-Matching* Registrierung vorgestellt und untersucht, welches eine vielversprechende Ergänzung zu bereits etablierten Verfahren darstellt. Mit dieser Methode kann ein Ziel auf einem Objekt definiert und durch das Exoskelett angesteuert werden. Die dafür nötige Pfadplanung unter Berücksichtigung der menschlichen Interaktion für den redundanten Manipulator wird im folgenden Kapitel untersucht.

7 Bewegungsplanung und Regelung von Exoskeletten

Die Bewegungsplanung und Regelung von seriellen Manipulatoren stellen eine grundlegende Herausforderung in der Robotik dar. Unter einer Mensch-Roboter-Kollaboration wird grundsätzlich die gemeinsame Nutzung eines Arbeitsraumes ohne trennende Schutzeinrichtung verstanden [177]. Während bei der Kooperation Aufgaben durch den Menschen und Roboter getrennt durchgeführt werden, findet bei der Kollaboration eine gemeinsame Bearbeitung, teils über eine kraftschlüssige Verbindung am Werkzeug, statt. Der Roboter folgt einer vorgegebenen Trajektorie zu einem Zielpunkt, der Mensch folgt dieser oder gibt eine alternative Bewegung des Endeffektors vor. Bei der Mensch-Exoskelett-Kollaboration ist durch die mechanische Verbindung des Manipulators mit den Extremitäten eine zusätzliche Interaktion mit den einzelnen Gliedern möglich. Dadurch kann die Pose des Endeffektors und die einzelnen Gelenkwinkel des Manipulators während der Ausführung einer vorgegebenen Bewegung durch den Menschen beeinflusst werden, um eine sichere und komfortable Kollaboration zu ermöglichen.

Im folgenden Kapitel werden entsprechende Lösungsansätze mit Hilfe der robotischen Grundlagenliteratur [58–61] für die gegebene Anwendung hergeleitet und anschließend auf die spezifische Interaktion zwischen Exoskeletten mit dem Nutzer und der Umgebung erweitert. Die Untersuchungen werden mit den, aus Kapitel 4 aufgestellten, Modellen simulativ durchgeführt und am realen Aufbau evaluiert [178, 179]. In der industriellen Robotik kommen hauptsächlich Positionsregler zum Einsatz, welche den Endeffektor und das daran montierte Werkzeug exakt an eine vorher definierte Position am Werkstück führen, ohne dabei auf unvorhersehbare Umgebungseinflüsse zu reagieren. Dadurch müssen Roboter und Mensch strikt räumlich getrennt sein, um die Sicherheit des Menschen nicht zu gefährden. Um eine Kollaboration zwischen Mensch und Roboter zu ermöglichen und dynamisch auf sich ändernde Kontaktkräfte zu reagieren, kommen neue Regelungsmethoden vor allem bei Leichtbaurobotern zum Einsatz. Die durch den Roboter verursachten Kräfte werden dabei durch die Adaption der mechanischen Impedanz limitiert. Diese Kraftregelung kann mit einer Positionsregelung kombiniert werden, um das gewünschte Bewegungsverhalten des Roboters zu erzielen.

Die physische Interaktion zwischen Mensch und Exoskelett lässt sich generell hinsichtlich Bewegungsplanung und Regelung in zwei Kategorien einteilen. In der ersten bewegt das Exoskelett aktiv den menschlichen Arm in Richtung einer Zielpose bzw. mit einem definierten Geschwindigkeitsprofil. In der zweiten Kategorie bewegt sich das Exoskelett kontinuierlich in eine vom Nutzer vorgegebene Richtung, bspw. durch die Einkopplung einer Kraft in die kinematische Struktur. In beiden Fällen lässt sich der Komfort und die Sicherheit der Interaktion durch eine variable Nachgiebigkeit des Exoskeletts aus Sicht des Nutzers verbessern.

In diesem Kapitel werden Methoden zur Bewegungsplanung beider Kategorien vorgestellt. Für die Bewegungsvorgabe durch das Exoskelett wird eine Echtzeit-Trajektorienplanung im Arbeitsraum erläutert. Diese wird für die Umgebungsinteraktion mit einem Ansatz der hybriden Kraft-Positionsregelung des Endeffektors erweitert. Für die positionsgeregelte Ausführung der Bewegung wird die im Arbeitsraum geplante Trajektorie in den redundanten Gelenkraum des Manipulators transformiert. Für eine Bewegungsvorgabe im Gelenkraum durch das Exoskelett unter Berücksichtigung der Nutzerinteraktion wird eine Impedanz- bzw. Admittanzregelung vorgestellt. Abschließend wird eine Fuzzy-EMG Steuerung der Gelenkwinkel auf Basis der elektrischen Muskelaktivität für die zweite Kategorie der Bewegungsvorgabe durch den Nutzer beschrieben.

7.1 Einführung in die Trajektorienplanung des Exoskeletts

Eine wesentliche Herausforderung bei der Vorgabe von gezielten Bewegungen des Exoskeletts und der kollaborativen Interaktion mit Objekten liegt in der Trajektorienplanung. Dabei kann die Bewegung des

Manipulators sowohl durch eine Trajektorie des Endeffektors im Arbeitsraum, als auch durch Winkeländerungen im Gelenkraum beschrieben werden. Die Wahl des Raumes bei der Planung einer Trajektorie ist dabei abhängig von der gewünschten Bewegung und der Art der Unterstützung durch das Exoskelett. Soll beispielsweise der Arm des Nutzer in eine definierte Stellung gebracht werden, wird die Bewegung des Manipulators im Gelenkraum geplant. Sind Start- und Zielstellung der Gelenkwinkel bekannt, kann das Zeitverhalten der Trajektorie $q(t)$ durch die Vorgabe eines kubischen Polynoms dritten Grades vorgegeben werden, was zu einer parabelförmigen Geschwindigkeit der Gelenke führt. Durch die Planung im Gelenkraum wird das unkontrollierte Auftreten von Singularitäten vermieden, was zu einer stabileren Bewegungsausführung führt. Dabei werden auch Gelenkwinkel- und Geschwindigkeitsbegrenzungen berücksichtigt. Die Bewegung des Endeffektors ist dabei durch die Berechnung der Vorwärtskinematik bestimmbar, hat jedoch keinen Einfluss auf die Ausführung der Trajektorie. Dadurch kann es zu Kollisionen im Arbeitsraum kommen, welche durch Abbruchbedingungen verhindert werden müssen.

Wird der Nutzer in der Durchführung einer Positionieraufgabe eines Werkzeuges unterstützt, erfolgt die Bewegungsplanung im Arbeitsraum. Hierbei wird das Zeitverhalten der Trajektorie $p(t)$ durch Pose des Endeffektors P_s im Arbeitsraum relativ zur Basis O_1 beschrieben und über die inverse Kinematik in den Gelenkraum projiziert (siehe Abbildung 7.1a). Durch die Berechnung der inversen Kinematik wird bei der Bewegung ein deutlich höherer Rechenaufwand im Vergleich zur Trajektorienplanung im Gelenkraum benötigt. Bei gewissen Bewegungsabläufen, abhängig von der Start- und Zielpose des Endeffektors, kann es zu singulären Stellungen kommen. Bei Manipulatoren mit redundanten Freiheitsgraden muss zusätzlich durch Optimierungskriterien eine eindeutige Lösung der Gelenkstellung in Abhängigkeit von der vorgegebenen Pose ermittelt werden. Diese Herausforderungen werden im nächsten Abschnitt genauer untersucht. Dabei ist zu beachten, dass der Ablauf einer Bewegung sowohl von der Planung der Trajektorie im Arbeitsraum, als auch von der Transformation über die inverse Kinematik in den Gelenkraum abhängig ist.

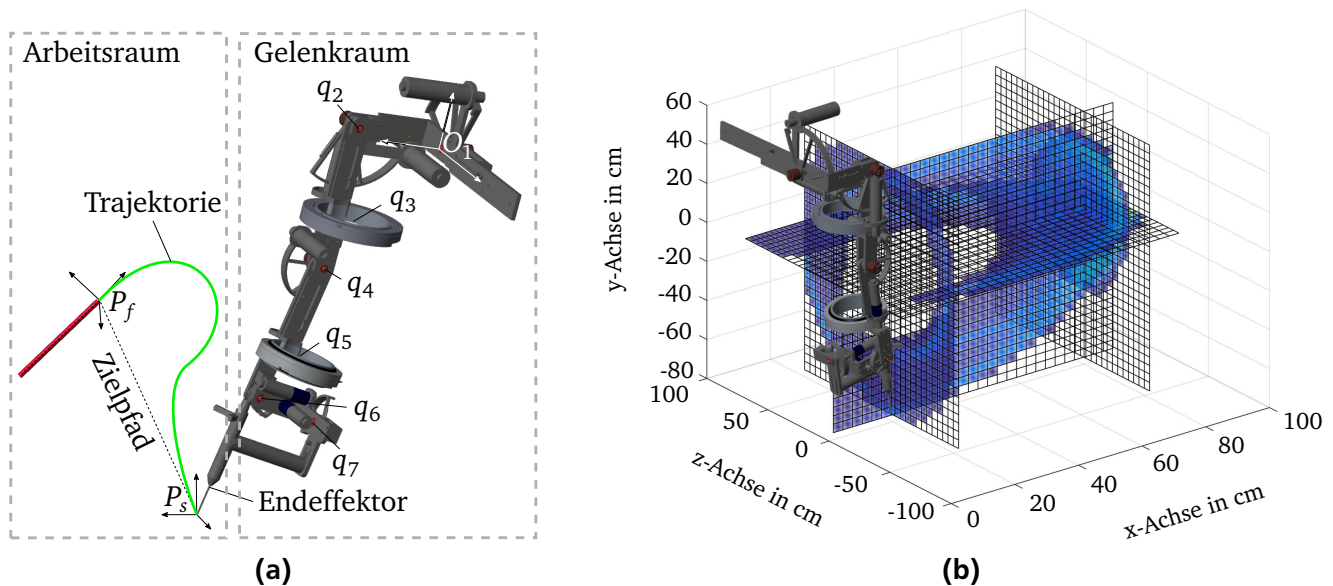


Abbildung 7.1: Bewegung des Manipulators im Gelenk- und Arbeitsraum und Erreichbarkeit der vorgegebenen Posen. (a) Trajektorie des Endeffektors entlang eines variablen Positionierpfades (grüner Pfad) und eines fixen Pfades mit Umgebungsinteraktion im Arbeitsraum (roter Pfad). Ziel ist das Erreichen der Zielpose P_f von der Startpose P_s . Die Trajektorie wird in Echtzeit abhängig der sich ändernden Zielpose und Basis O_1 geplant. Die Bewegung wird durch Aktoren an den Achsen q_1 bis q_7 des Manipulators im Gelenkraum ausgeführt. (b) Erreichbarkeit von Endeffektor-Posen im Arbeitsraum.

Die Kombination aus dem möglichen Gelenkwinkelbereich und den Längen der Verbindungselemente gibt den spezifischen Arbeitsraum des Exoskeletts vor und wird durch das Modell der Vorwärtskinematik beschrieben. Dabei sind die erreichbaren Posen des Endeffektors relativ zu der Basis des Manipulators beschränkt. Für die Planung der Trajektorie ist es essentiell, dass die geplante Zielpose im spezifischen Arbeitsraum des Exoskeletts liegt und von der Startpose aus auf dem geplanten Pfad erreichbar ist. Neben den Grenzen des erreichbaren Arbeitsraumes sind vor allem die Häufigkeit der erreichten Positionen und der dort möglichen Orientierungen bei Variation aller möglicher Gelenkwinkel von Interesse. Die Häufigkeit des Auftretens von Positionen des Endeffektors im Raum bildet dabei die Güte der gewählten Pose im Arbeitsraum ab. Da für deren Bestimmung keine analytische Berechnung möglich ist, werden mit Hilfe des kinematischen Modells die Gelenkwinkel iterativ variiert, um möglichst alle Gelenkstellungen und die daraus resultierenden Endeffektorposen abbilden zu können. Dafür wird jedes der sieben Gelenke in bis zu 15 äquidistante Winkelinkremente vom minimalen bis maximalem Gelenkwinkel zerlegt. Die sich daraus ergebenden Bereiche im Arbeitsraum und die Häufigkeit der erreichten Punkte lassen einen gemeinsamen Rückschluss auf die Anzahl der unterschiedlichen Orientierungen und redundanten Gelenkstellungen an der jeweiligen Position zu (siehe Abbildung 7.1b). Es ergeben sich für die gewählte Einteilung der Gelenkwinkel ca. $150 \cdot 10^6$ Linearkombinationen der Manipulatorkette. Dabei werden Bereiche in ungefähre Gelenkmittelstellung im Schnitt zehnmal häufiger erreicht, als an den Grenzbereichen. Im Inneren des Arbeitsraumes ist deutlich ein nicht erreichbarer Bereich zu erkennen, welcher sich durch die Vermeidung der Selbstkollision des Manipulators ergibt. Bei der Planung des Pfades ist daher darauf zu achten, dass trotz Erreichbarkeit der Zielpose auch der Weg dorthin kontrolliert werden muss und die Bewegung in manchen Fällen nicht auf einer geraden Bahn ausgeführt werden kann. Das Exoskelett bietet zusätzlich, im Vergleich zu Manipulatoren mit fixer Basis, die Möglichkeit den Ursprung auf zwei translatorischen Achsen im Weltkoordinatensystem zu verschieben, wodurch die Güte des spezifischen Arbeitsraumes hinsichtlich der Zielpose verbessert werden kann. Um den Nutzer diese Information bereitstellen zu können, werden die ermittelten Posen in einer dreidimensionalen Lookup-Tabelle abgebildet. Im Betrieb wird dann die Position der Basis an der Schulter relativ zur aktuellen Pose des Endeffektors über die Vorwärtskinematik berechnet. Die in diesem Koordinatensystem transformierte Zielpose wird dann mit der Tabelle abgeglichen und dem Nutzer mögliche Hinweise zur neuen Positionierung der Basis mitgeteilt.

Die Ausführung der Bewegung, ausgehend von einer Startpose, teilt sich in der Regel auf in die Positionierung des Endeffektors in einer Zielpose und einer Interaktion mit der Umgebung. Ziel ist dabei die Imitation der individuellen, natürlichen Armbewegung des Nutzers unter Korrektur von sensorisch erfassten Abweichungen zur Zieltrajektorie.

7.1.1 Trajektorienplanung des Endeffektors im Arbeitsraum

Befindet sich die Zielpose im spezifischen Arbeitsraum, kann die Trajektorie im Arbeits- bzw. Freiraum geplant und durch eine Positionsregelung ausgeführt werden. Durch verschiedene Fehlereinflüsse weicht dabei die geregelte Trajektorie von der geplanten Trajektorie ab. Diese Fehlplanungen beruhen auf

- Fehler der Trajektorienplanung im Arbeitsraum, welcher durch Vermeidung von Singularitäten, kinematischen Beschränkungen sowie Messfehlern der Ist-Position von Basis und Endeffektor entsteht,
- Fehler in der Bewegungsausführung im Gelenkraum, welcher durch den Positionsregler der Motorsteuerung, Messfehler der Winkelencoder sowie Spiel in Getrieben und Gelenken hervorgerufen wird, und
- Fehler im dynamischen Modell des Manipulators, beispielsweise fehlende Modellierung der Nachgiebigkeiten in den Verbindungsstreben der kinematischen Struktur.

Die genannten Fehlereinflüsse haben eine direkte Auswirkung auf die Genauigkeit der Pose und der aufzubringenden Interaktionskraft am Endeffektor. Abhängig von der Bewegungsaufgabe müssen die entsprechenden Toleranzen für die auftretenden Abweichungen definiert und Maßnahmen für dessen Einhaltung getroffen werden. Eine Freiraumbewegung des Armes zu einer Zielpose wird häufig mit einer hohen Geschwindigkeit ausgeführt. Eine Abweichung zur geplanten Trajektorie ist dabei meist tolerierbar. Bei der Interaktion mit der Umgebung darf die Trajektorie und aufgebrachte Kraft nur geringfügig abweichen. Hierbei sind jedoch meist nur kurze Bewegungen mit geringer Geschwindigkeit durchzuführen.

Die Trajektorienplanung und Berechnung der daraus resultierenden Gelenkwinkel findet unabhängig vom Ablauf des gewählten Regelungskonzeptes statt. Aus der gemessenen Position der Basis \mathbf{O}_0 und den Gelenkwinkeln \mathbf{q} wird die Ist-Position des Endeffektors berechnet. Für die Planung der Trajektorie im Arbeitsraum wird der gewünschte Zielpunkt \mathbf{P}_f sowie die geplante Zeit t_d und maximale Geschwindigkeit $v_{d,max}$ übergeben. Daraus wird die Trajektorie mit dem Geschwindigkeitsvektor \mathbf{v}_d berechnet und über die Inverskinematik in den Gelenkraum zu $\dot{\mathbf{q}}_d$ transformiert (siehe Abbildung 7.2).

In der Robotik gibt es eine Vielzahl an geeigneten Bewegungsprofilen für den Pfad des Endeffektors, beispielsweise für einen gleichmäßigen und kontinuierlichen Verlauf auf Basis von *Bézierkurven* [180]. Für die geführte Zielbewegung des Armes werden hier jedoch die spezifischen Erkenntnisse zur natürlichen Freiraumbewegung aus Abschnitt 3.2.2 berücksichtigt. Um den Endeffektor aus seiner Start-Pose \mathbf{P}_s mit der initialen Gelenkwinkelstellung \mathbf{q}_s zum Zeitpunkt $t = 0$ in der Zeit T in eine Ziel-Pose \mathbf{P}_f zu bewegen, wird daher im Arbeitsraum ein parabelförmiges Geschwindigkeitsprofil

$$\dot{\mathbf{p}}(t) = 3at^2 + 2bt + c \quad (7.1)$$

für die anthropomorphe Bewegung des Endeffektors definiert. Aus dem zuvor gefundenen Zusammenhang zwischen maximaler Geschwindigkeit $\dot{\mathbf{p}}_{max}$ und der direkten Entfernung $|\Delta\mathbf{p}| = |\mathbf{p}_f - \mathbf{p}_s|$ wird die Dauer der Ausführung einer Trajektorie bestimmt. Dazu wird Gleichung (7.1) mit den Nebenbedingungen des Geschwindigkeitsverlaufs $\dot{\mathbf{p}}(t = 0) = 0$, $\dot{\mathbf{p}}(t = T) = 0$ und $\dot{\mathbf{p}}(t = \frac{T}{2}) = \dot{\mathbf{p}}_{max}$, sowie des Pfades $\mathbf{p}(t = T) = |\Delta\mathbf{p}|$ gelöst. Um die Bewegung auf dem Pfad in einer definierten Zeit auszuführen, kann anstelle der Dauer auch die maximale Geschwindigkeit variiert werden.

Die nächste Position

$$\mathbf{p}(t_{k+1}) = at_k^3 + bt_k^2 + ct_k + d + \mathbf{p}(t_k)$$

auf dem Pfad wird durch Integration der Gleichung (7.1) bestimmt.

Mit Einsatz der Nebenbedingungen ergeben sich die Parameter $\mathbf{a}(t_k)$, $\mathbf{b}(t_k)$, $\mathbf{c}(t_k)$ und $\mathbf{d}(t_k)$ (sie-

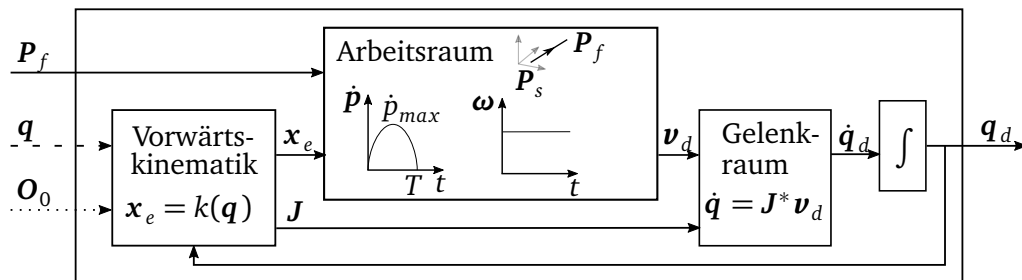


Abbildung 7.2: Ablauf der Trajektorienplanung. Aus einer Startposition der Gelenkwinkel und Zielpose des Endeffektors wird die Abfolge der Gelenkwinkel $\mathbf{q}_d(t)$ berechnet.

he [178]) in Abhängigkeit der Positions-Geschwindigkeit $\dot{\mathbf{p}}$ und des aktuellen Abstand des Endeffektors zur Zielposition $\Delta \mathbf{p}$ zu

$$\begin{aligned} \mathbf{a}(t_k) &= (-2|\Delta \mathbf{p}(t_k)| + (T - t_k))\dot{\mathbf{p}}(t_k)/(T - t_k)^3, \\ \mathbf{b}(t_k) &= (-(2T^2 + Tt_k + 3t_k^2)\dot{\mathbf{p}}(t_k) + (3T + 3t_k)|\Delta \mathbf{p}(t_k)|)/(T - t_k)^3, \\ \mathbf{c}(t_k) &= ((T^2 + t_kT^2 - 2t_k^2T)\dot{\mathbf{p}}(t_k) - 6t_kT|\Delta \mathbf{p}(t_k)|)/(T - t_k)^3, \\ \mathbf{d}(t_k) &= ((-t_kT^3 + t_k^2T^2)\dot{\mathbf{p}}(t_k) + (3t_k^2T - t_k^3)|\Delta \mathbf{p}(t_k)|)/(T - t_k)^3. \end{aligned}$$

Durch die Einbeziehung des aktuellen Abstands durch eine kontinuierliche Messung der Zielpose mit dem optischen Trackingsystem, werden Abweichungen der aktuellen von der initialen Zielpose während der Bewegungsausführung ausgeglichen. Für die vollständige Beschreibung der Trajektorie $\mathbf{v}_e(t) = [\dot{\mathbf{p}}(t) \quad \boldsymbol{\omega}(t)]^T$ wird der konstante Geschwindigkeitsvektor $\boldsymbol{\omega}(t) = [\omega_x \quad \omega_y \quad \omega_z]^T$ in drei Koordinatenrichtungen berechnet, um von der Ausgangsorientierung $\boldsymbol{\phi}_s$ der Startpose zu einer finalen Orientierung $\boldsymbol{\phi}_f$ zu gelangen. Dafür wird für eine zeitvariante, orthogonale Rotationsmatrix $\mathbf{R} = \mathbf{R}(t)$ die Multiplikation mit der Transponierten zeitlich differenziert, um daraus den schiefsymmetrischen Operator

$$\dot{\mathbf{R}}(t)\mathbf{R}^T(t) = \begin{bmatrix} 0 & -\omega_z(t) & \omega_y(t) \\ \omega_z(t) & 0 & -\omega_x(t) \\ -\omega_y(t) & \omega_x(t) & 0 \end{bmatrix} = \mathbf{S}(t) \quad (7.2)$$

zu berechnen. Dabei beschreibt der Matrixoperator $\mathbf{S}(t)$ das Vektorprodukt zwischen dem Geschwindigkeitsvektor $\boldsymbol{\omega}$ und einem Vektor $\mathbf{R}(t)\mathbf{p}'$ (siehe [181], S. 107).

Für die Bestimmung der zeitvarianten Trajektorie, werden die Beziehungen aus Gleichung (7.1) und (7.2) für die Berechnung des nächsten Zeitschritts $t_{k+1} = t_k + \Delta t$ diskretisiert. Aus den momentanen Sollwerten $\mathbf{x}_d(t_k)$ und $\mathbf{v}_d(t_k)$ des Endeffektors werden mit der aktuellen Zielpose $\mathbf{P}_f(t_k)$ die Sollwerte im nächsten Zeitschritt mit $\dot{\mathbf{p}}(t_k)$ berechnet. Die Berechnung der benötigten Größe der Endeffektortrajektorie $\mathbf{v}_d(t_{k+1})$ wird unter Berücksichtigung von Änderungen des Manipulator-Basiskoordinatensystems und der Zielpose wiederholt durchgeführt, bis die Zielpose mit $\mathbf{P}_f(T)$ erreicht ist. Damit ist die Bewegung im Arbeitsraum vollständig definiert. Für die Regelung der Antriebe wird jedoch die daraus resultierende Trajektorie im Gelenkraum $\dot{\mathbf{q}}_d$ benötigt. Da für einen Manipulator mit redundanter Kinematik keine eindeutige analytische Lösung der nötigen Transformation existiert, werden in Abschnitt 7.2 Lösungsmöglichkeiten für die gegebene Anwendung aufgezeigt und genauer untersucht.

Nach Erreichen der Zielpose geht die Trajektorienplanung von der Freiraumbewegung in die Interaktion mit der Umgebung über. Dabei spielt die anthropomorphe Bewegung des Manipulators keine Rolle, vielmehr muss für die geplante Aufgabe exakt dem vorgegebenen Pfad bei einer definierten Interaktionskraft gefolgt werden.

7.1.2 Trajektorienplanung des Endeffektors bei Umgebungsinteraktion

Tritt bei der Ausführung einer Bewegungsaufgabe eine Interaktion mit der Umgebung auf, müssen die dabei entstehenden Reaktionskräfte und -momente mit in der Trajektorienplanung berücksichtigt werden. Im Folgenden wird zunächst von nur einer Kraftkomponente in Koordinatenrichtung x ausgegangen. Diese, auf eine Achse beschränkte Interaktionskraft, tritt beispielsweise bei der Führung eines Bohrwerkzeuges auf. Die hier untersuchten Ansätze können jedoch auch auf mehrere Kraft- und Drehmomentkomponenten erweitert werden.

Allgemein hängt die Interaktionskraft F_i im Arbeitsraum von den Drehmomenten im Gelenkraum $\tau_{q,i}$ ab. Abhängig von der Gelenkstellung tragen hierbei mehrere Gelenke zum Aufbringen einer translatorischen Kraft am Endeffektor bei. Hierfür liegt es nahe, dass für die Kraftregelung die beteiligten Gelenke explizit

über die Inverse der Jacobi-Matrix auf ein Drehmoment geregelt werden. Die für die Bewegungsaufgabe nötige Entkopplung der Kraft- und Positionsregelung im Arbeitsraum führt jedoch nicht zwangsläufig zu einer Entkopplung im Gelenkraum. Dadurch können sich die Anforderungen beider Regelaufgaben widersprechen und beispielsweise die gewünschte Position des Werkzeuges nicht mehr gehalten werden, um die Zielkraft aufzubringen. Während für die exakte Positionierung und Reduktion von Fehlereinflüssen die kinematische Struktur möglichst steif auszuregulieren ist, muss sich das System bei der Kraftregelung nachgiebig verhalten, um dynamisch auf eine Variation der Kraft am Endeffektor reagieren zu können. Bei der expliziten Regelung der Gelenkmomente ist die Positioniergenauigkeit deutlich vom Modell und den identifizierten Parametern abhängig. Daher wird hier ein impliziter Regelansatz gewählt, welcher die Kraft indirekt über das Aktionsprinzip (2. Newtonsches Gesetz) durch die zeitliche Änderung der Geschwindigkeit definiert. Die Regelung der zur Kraft proportionalen Bewegungsänderung kann hierbei ergänzend zu den Vorgaben der Positionsregelung formuliert werden.

Bei diesem Regelungskonzept wird die Interaktionskraft über die aktuelle Endeffektorgeschwindigkeit in Abhängigkeit von der gemessenen Kraft mit $v_i(F_i)$ geregelt (siehe Abbildung 7.3). Während bei der Freiraumbewegung ein parabelförmiges Geschwindigkeitsprofil in Abhängigkeit der Distanz und Dauer ausgeführt wird, wird die Geschwindigkeit bei der Interaktion mit der Umgebung in Abhängigkeit von der wirkenden Kraft geregelt. Das Verfahren entspricht einer Admittanzregelung. Die Rückführung der Kraft beeinflusst dabei jedoch nicht direkt den Regelkreis der Bewegungen im Gelenkraum, sondern wirkt sich direkt auf die Geschwindigkeitsvorgabe bei der Trajektorienplanung aus. Daher wird diese im folgenden als hybride Kraft-Positionsregelung bezeichnet.

Die gewählte Lösung zur Bestimmung der Geschwindigkeit $\mathbf{v}_d(t_{k+1})$ muss abhängig von dem durchzuführenden Szenario abstrahiert werden, um eine zeit-effiziente und stabile Interaktion zu garantieren. Allgemein wird ausgehend von der aktuellen Pose \mathbf{P}_s in beliebige Richtung abhängig von den wirkenden Kräften mit der Zielposition

$$\mathbf{p}_f = \mathbf{P}_s + \mathbf{P}_s \begin{bmatrix} v_x(F_x)\Delta t \\ v_y(F_y)\Delta t \\ v_z(F_z)\Delta t \end{bmatrix} \quad (7.3)$$

die Zielpose $\mathbf{P}_f = \mathbf{P}_s \mathbf{p}_f$ berechnet. Die Geschwindigkeitsfunktionen $v_i(F_i)$ werden bei einer Bohrung zu $v_x(F_x)$ reduziert. Der (6×1) Geschwindigkeitsvektor für die Trajektorienplanung wird über die daraus abgeleitete translatorische Geschwindigkeit zu

$$\mathbf{v}_d = \begin{bmatrix} \dot{\mathbf{p}}_d \\ \boldsymbol{\omega}_d \end{bmatrix}, \quad \text{mit} \quad \dot{\mathbf{p}}_d = \frac{(\mathbf{p}_f - \mathbf{p}_s)}{\Delta t} \quad (7.4)$$

bestimmt. Die rotatorische Geschwindigkeit $\boldsymbol{\omega}_d$ wird nach Gleichung (7.2) berechnet. Sollen hingegen rotatorische Bewegung in Abhängigkeit von auf den Endeffektor wirkenden Momenten ausgeführt

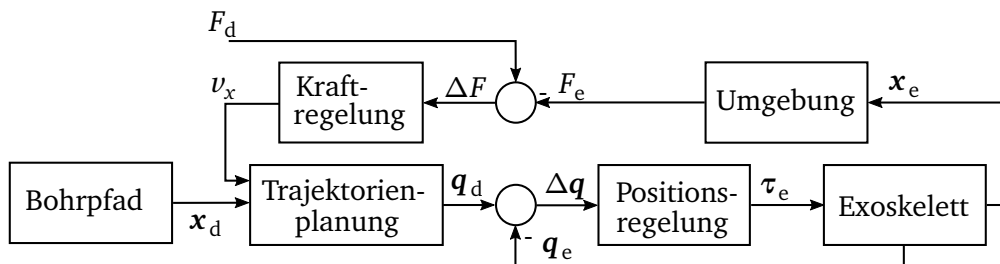


Abbildung 7.3: Struktur der hybriden Kraft-Positionsregelung. Die Position des Bohrpfades wird mit kartesischen Koordinaten geplant und die vorgegebene Kraft F_d über die Vorschubgeschwindigkeit geregelt. Die Trajektorienplanung berechnet die Winkel q_d für die Bewegung der Gelenkkoordinaten in Echtzeit. Die dezentralen Positionsregler steuern entsprechend dieser Vorgabe die Motoren an.

werden, so sind in Gleichung (7.3) die Geschwindigkeitsfunktionen mit den Momenten und in Gleichung (7.4) äquivalent die Rotationsgeschwindigkeit ω_d zu bestimmen.

Für eine lineare Bewegung in Koordinatenrichtung x mit einer Distanz $|\Delta \mathbf{p}|$ wird die skalare Geschwindigkeit $v_x(F_x)$ in den translatorischen Geschwindigkeitsvektor

$$\dot{\mathbf{p}} = \frac{\mathbf{p}_f - \mathbf{p}_s}{|\Delta \mathbf{p}_b|} \cdot v_x(F_x) \quad (7.5)$$

transformiert. Mit diesem Verfahren wird sowohl die Einhaltung des gewählten Pfades gewährleistet, als auch die Möglichkeit zur Regelung der Interaktionskraft mit der Umgebung gegeben. Für die Ausführung der kraftgeregelten Bewegung wird die Trajektorie in den Gelenkraum transformiert. Der dort verwendete Positionsregler der Gelenkaktoren garantiert hierbei eine zusätzliche Stabilität bei der Interaktion.

7.1.3 Berechnung der unterbestimmten Zielpose

Die Zielpose \mathbf{P}_f des Exoskeletts wird abhängig vom Szenario vollständig definiert. Für die auszuführenden Interaktionen des Werkzeuges mit der Umgebung kann dabei auch eine unterbestimmte Zielpose angenommen werden. So ist bei einer Bohrung die Pose mit dem Startpunkt \mathbf{p}_f und den Winkeln φ und ϑ im Arbeitsraum definiert (siehe Abbildung 7.4a). Der noch übrige Freiheitsgrad mit dem Winkel ψ ist durch den rotationssymmetrischen Bohrer frei wählbar und kann zur Optimierung einer ergonomischen Stellung des Armes über den Verlauf der Trajektorie genutzt werden. Als geeignetes Optimierungskriterium erweist sich dabei der normierte quadratische Mittelwert (NRMSD) der Gelenkwinkelstellungen. Dabei wird über die Summe aller sieben Gelenkwinkel die Abweichung der aktuellen von der mittigen Stellung in Bezug auf den kompletten Winkelbereich herangezogen. Neben einer natürlichen Haltung, wird somit auch eine Reduzierung der Wahrscheinlichkeit auf Grenzwertüberschreitungen und Singularitäten erzielt, wodurch der Positionsfehler im Arbeitsraum während der Ausführung einer Trajektorie minimiert wird. Mit diesem Kriterium kann iterativ ein geeigneter Winkel ψ gesucht werden. Zunächst werden für die gegebene Zielpose \mathbf{P}_f , bei welcher der rotatorische Freiheitsgrad zufällig gewählt wurde, aus der gegebenen Rotationsmatrix \mathbf{R}_f die kartesischen Winkel $[\varphi \ \vartheta \ \psi]^T$ des Zielkoordinatensystems berechnet. Im Anschluss wird der Winkel zu ψ_i variiert und daraus eine neue Zielpose $\mathbf{P}_{f,i}$ mit der entsprechenden Trajektorie dorthin bestimmt. Die, aus der resultierenden Gelenkwinkelstellung $\mathbf{q}_{f,i}$ am Zielort hervorgehende, geringste Abweichung zu einer ergonomischen (mittleren) Gelenkstellung zeigt den geeigneten Rotationswinkel ψ_i auf, welcher die endgültige Zielpose \mathbf{P}_f definiert.

Aufgrund der fehlenden analytischen Beschreibung des kinematischen Modells, ist das vorgestellte Optimierungsverfahren nicht in Echtzeit ($T_\psi > t_{k,\psi}$) anwendbar und muss bei Änderung der Zielpose parallel zur Bewegungsausführung berechnet werden. Um die Rechenzeit zu reduzieren, werden mehrere Vereinfachungen getroffen:

- Die Diskretisierung von ψ_i wird zu $\Delta\psi = 0,05$ rad gewählt.
- Bei sich ändernder Zielpose \mathbf{P}'_f zur vorherigen Berechnung mit \mathbf{P}_f wird aufgrund der angenommenen geringen Dynamik der zur Verfügung stehende Bereich von ψ_i mit $\pi/4$ um den vorher gewählten Winkel beschränkt.
- Die zu berechnende Trajektorie wird durch die Wahl eines fiktiven Startpunktes in der Gelenkmittelstellung mit $\mathbf{q}_s = \bar{\mathbf{q}}$ verkürzt.
- Da nicht der Verlauf sondern nur die Endpose von Interesse ist, wird die Geschwindigkeit und somit zeitliche Diskretisierung der Trajektorie auf $\dot{\mathbf{p}}_{\max} = 20$ m/s erhöht, wodurch eine hinreichende numerische Stabilität gewährleistet ist.

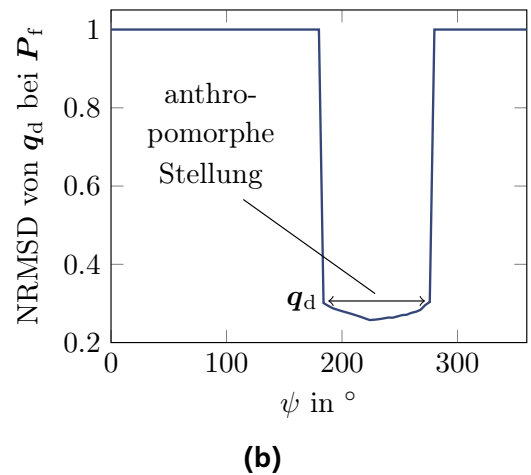
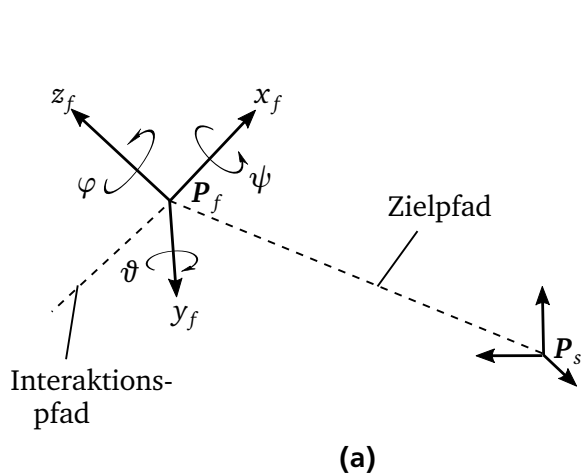


Abbildung 7.4: Optimierung der Gelenkwinkelstellung bei unterbestimmten Zielposen zur Ausführung einer rein translatorischen Trajektorie (a) Der Verlauf der Gelenkwinkel wird für einen Zielpfad im kartesischen Raum untersucht, um von einem Startpunkt p_s zu einem Zielpunkt p_f mit lediglich zwei festgelegten Rotationsachsen zu gelangen und damit den Manipulator in eine für den Interaktionspfad geeignete Gelenkstellung zu bringen. (b) Daraus ergibt sich ein Winkelbereich für die dritte Rotationsachse, welcher die Zielpose vollständig beschreibt und eine numerisch lösbare Pfadplanung für die kraftgeregelte Interaktion ermöglicht.

Für eine beispielhaft gewählte Zielpose lässt sich mittels Optimierung ein geeigneter Bereich von $\Delta\psi_i = \pi/2$ mit einem $\text{NRMSD} > 0,3$ in $T_\psi = 15 \cdot 10^{-3} \text{ s}$ ermitteln (siehe Abbildung 7.4b).

Somit erfolgt eine fortlaufende Trajektorienplanung, sowohl unter Berücksichtigung der Start- und Zieländerungen im Arbeitsraum, als auch einer Optimierung der Winkelstellungen im Gelenkraum. Ist die Zielpose vollständig definiert und durch die aktuelle Gelenkwinkelstellung erreichbar, kann die Trajektorie im Arbeitsraum nach Gleichung (7.1) geplant und ausgeführt werden. Da durch die Kontrolle einer ergonomischen Gelenkwinkelstellung q_f auch die Zielgröße im Gelenkraum vollständig definiert ist, wird sichergestellt, dass die Planung und Ausführung der Trajektorie im kartesischen Raum hin zur Zielpose möglich ist.

7.1.4 Trajektorienplanung im Gelenkraum

In den vorherigen Abschnitten wurde die Planung der Bewegungsaufgaben durch das Exoskelett im Arbeitsraum beschrieben. Dieses Verfahren spiegelt bei Positionieraufgaben und Interaktion mit der Umgebung die natürliche Bewegungsplanung und -ausführung wider. Im Folgenden wird dieser Ansatz mit der Bewegungsplanung im Gelenkraum verglichen und die Möglichkeit einer Berücksichtigung der Nutzerintention zur Änderung des Bewegungsablaufes aufgezeigt.

Die Differenz aus der vorgegebenen Zielpose P_f berechneten Gelenkwinkel q_f und der aktuellen Gelenkwinkelstellung q_s ergibt als Quotienten mit einer Zielzeit T die gewünschte Winkelgeschwindigkeit

$$\dot{q} = \frac{q_f - q_s}{T} + k_N \cdot \tau_N.$$

Dabei gewichtet der Faktor k_N den Einfluss des, während der Bewegung durch den Nutzer eingekoppelten, Momentes τ_N , um eine gewünschte Abweichung der vorgegeben Trajektorie zu ermöglichen. Sind die Gelenkachsen für die Bewegung steif gewählt oder koppelt der Nutzer kein zusätzliches Moment ein,

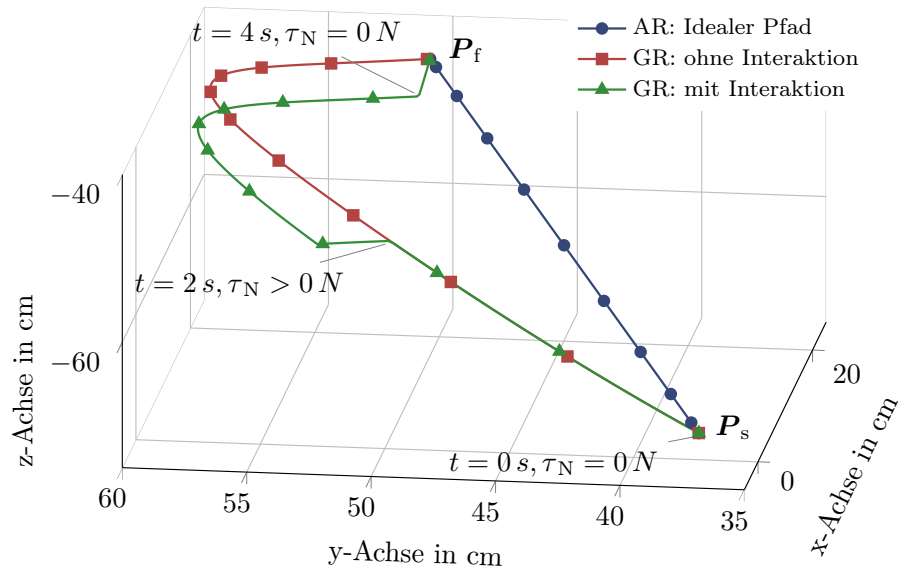


Abbildung 7.5: Vergleich von Bewegungen von einem Startpunkt P_s zu einem Zielpunkt P_f . 1. Durch Planung eines geraden Pfades im Arbeitsraum (AR), 2. durch Planung im Gelenkraum (GR) ohne Berücksichtigung der Nutzerinteraktion und 3. ebenfalls im GR mit Einkopplung eines Drehmomentes τ_N in das erste Schultergelenk.

so wird die Trajektorie wie ursprünglich im Gelenkraum geplant ausgeführt (siehe Abbildung 7.5).

Wird zum Zeitpunkt $t = 2s$ ein Nutzermoment $\tau_{N,1}$ in der ersten Achse des Schultergelenkes aufgebracht, so weicht die Trajektorie von der Ursprünglichen ab (siehe Pfad GR: mit Interaktion in Abbildung 7.5). Ist zum Zeitpunkt $t = 4s$ das Nutzermoment wieder $\tau_{N,1} = 0$, so erreicht der Pfad zum Ende der Bewegung die Zielpose P_f . Um sicherzustellen, dass eine Nutzerinteraktion das Erreichen der Zielpose nicht verhindert, kann der Gewichtungsfaktor k_N mit der Restzeit $T - t$ gewichtet werden. Die Planung der Bewegungen im Gelenkraum hat gegenüber dem Arbeitsraum den großen Vorteil der numerischen Stabilität, da keine Singularitäten durch die Invertierung der Jacobi-Matrix auftreten können. Allerdings zeigt der Pfadverlauf im Vergleich zum Arbeitsraum den Einfluss der kinematischen Gelenkanordnungen des menschlichen Arms, welcher in einem deutlich gebogenen Pfad resultiert. Außerdem muss bei Änderung der Zielpose auch die Gelenkstellung neu berechnet werden, wodurch die Bewegungsplanung unter Umständen nicht mehr in Echtzeit berechnet werden kann. Aus den genannten Gründen wird im Folgenden der Ansatz weiter untersucht, der die Trajektorie im Arbeitsraum plant und die daraus resultierenden Achs-Stellungen im Gelenkraum berechnet.

7.2 Transformation der Endeffektortrajektorie in den Gelenkraum

Die in Abschnitt 3.2.2 beschriebenen Bewegungsformen des Oberarms müssen in Zielfunktionen für die inverse Trajektorienplanung umgewandelt werden. Die Herausforderung besteht hierbei in der Anpassungsmöglichkeit an das individuelle Bewegungsverhalten der Nutzer. Allgemein lassen sich folgende Anforderungen an die Bewegungsplanung nach [182] formulieren:

- Imitation der menschlichen Bewegung,
- Verhinderung von singulären Gelenkwinkelstellungen,
- Ausnutzen des vollen Bewegungsraumes von Mensch und Manipulator,
- Anpassungsfähigkeit der Parameter an die Bewegungscharakteristiken der Nutzer.

Da, für die zur Umrechnung der Trajektorie vom Arbeitsraum in den Gelenkraum verwendete Gleichung (3.8) für redundante Manipulatoren, die Invertierung der Jacobi-Matrix nicht analytisch möglich ist, wird zur Lösung von $\dot{\mathbf{q}}$ eine quadratische Kostenfunktion der Gelenkwinkel

$$g(\dot{\mathbf{q}}) = \frac{1}{2} \dot{\mathbf{q}}^T \mathbf{W} \dot{\mathbf{q}} \quad (7.6)$$

aufgestellt. Mit der Einheitsmatrix \mathbf{I} (3x3) als Gewichtung \mathbf{W} kann über die Methode der Lagrangeschen Multiplikatoren die Gleichung (7.6) zu

$$\dot{\mathbf{q}} = \mathbf{J}^\dagger \mathbf{v}_e \quad \text{mit} \quad \mathbf{J}^\dagger = \mathbf{J}^T (\mathbf{J} \mathbf{J}^T)^{-1} \quad (7.7)$$

gelöst werden [181, S. 124 f.]. Dabei wird die Pseudoinverse \mathbf{J}^\dagger der unsymmetrischen Jacobi-Matrix nach Moore und Penrose numerisch durch Singulärwertzerlegung berechnet [181, S. 575 f.]. Gleichung (7.7) ist nur lösbar bei vollem Rang (Singulärwert $\sigma_i \neq 0$) der Jacobi-Matrix. Bei der Invertierung der Jacobi-Matrix für die Berechnung einer beliebigen Endeffektor Bewegung mit $\dot{p}_{\max} = 0,1 \text{ ms}^{-1}$ von einer Ausgangsposition \mathbf{q}_s zu einer Zielposition \mathbf{q}_d (siehe Abbildung 7.6a) kommt es selbst in der Nähe von Singularitäten zu sehr kleinen Werten der Determinante der Jacobi-Matrix. Dies kann zu hohen Gelenkwinkelgeschwindigkeiten und einem sprunghaft steigenden Fehler in der Endeffektor Pose führen (siehe Abbildung 7.6b).

In diesem Lösungsansatz finden mechanische Gelenkwinkelbeschränkungen des Manipulators, welche u.a. durch die menschliche Anatomie vorgegeben sind, keine Berücksichtigung. Dadurch kann es bei der Planung im Arbeitsraum zu einem Überschreiten der erreichbaren Winkelbereiche im Gelenkraum kommen (siehe Abbildung 7.7a). Zusätzlich fällt auf, dass die Winkelgeschwindigkeiten bei der Moore-Penrose-Inversen nicht beschränkt sind. Dadurch kann es bei abfallendem Singulärwert zu sehr hohen Gelenkwinkelgeschwindigkeiten kommen, welche die technischen Begrenzungen der Aktoren deutlich überschreiten (siehe Abbildung 7.7b). Bei der Berechnung der Inversen wird lediglich die Abweichung $\Delta \mathbf{p}$ zwischen der vorgegebenen Trajektorie \mathbf{p}_d und berechneten Trajektorie \mathbf{p}_e minimiert. In dem dargestellten Beispiel verlassen die Gelenkwinkel q_1 , q_4 und q_6 den zulässigen Bereich der Winkelbeschränkungen. Durch den Singulärwert nahe Null kommt es bei der Invertierung der Jacobi-Matrix zu Gelenkwinkelgeschwindigkeiten $\dot{q}_{\max} = 28 \cdot 10^3 / \text{s}$, bei \dot{q}_2 , \dot{q}_4 und \dot{q}_6 liegen diese außerhalb des zulässigen

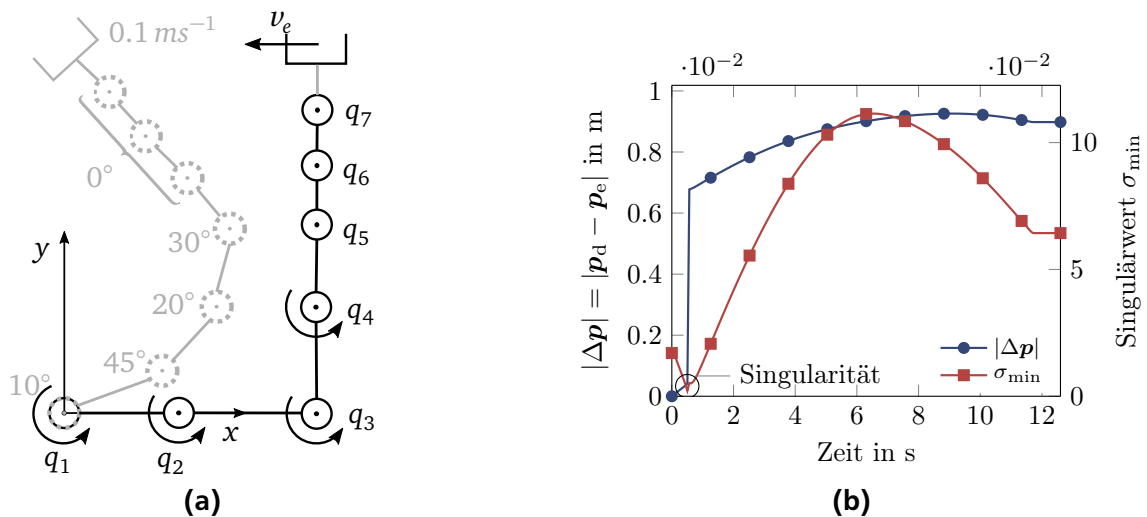


Abbildung 7.6: Positionsfehler des Endeffektors, verursacht durch singuläre Gelenkwinkelstellungen. (a) Vereinfachte zwei-dimensionale Bewegung eines Manipulators mit Gelenkstellung \mathbf{q}_s (schwarz). Zielpolse des Endeffektors in der Gelenkstellung \mathbf{q}_d (grau). (b) Sprunghaft steigender Positionsfehler $|\Delta \mathbf{p}|$ der Endeffektor Pose des Exosketts bei sehr kleinem σ_{\min} der Jacobi-Matrix, hervorgerufen durch singuläre Stellung des Manipulators.

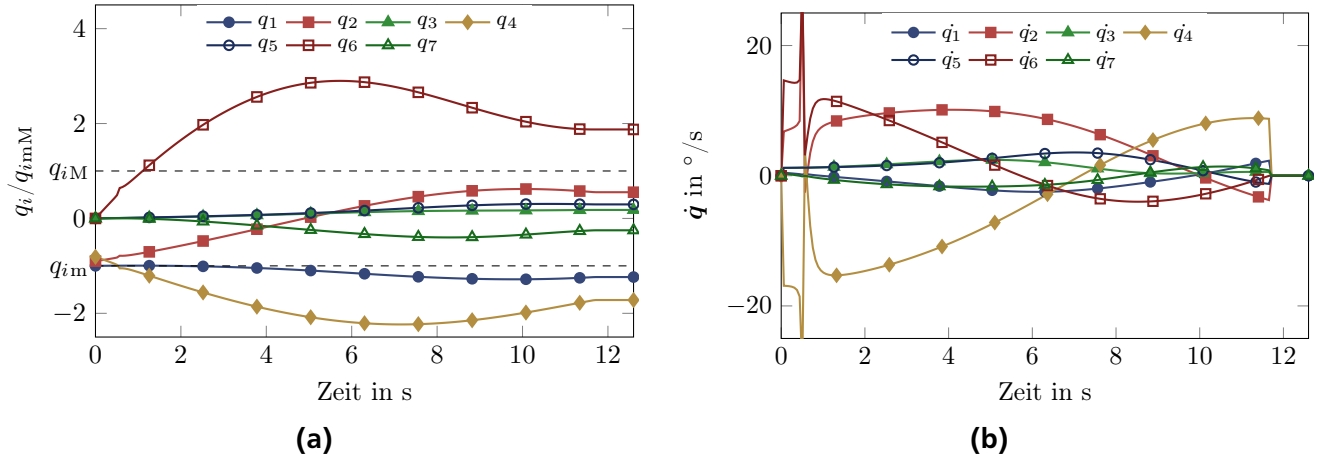


Abbildung 7.7: Verlauf der Gelenkwinkel und -geschwindigkeiten bei der Moore-Pensrose-Inversen Berechnung ohne Beschränkungen. (a) Trajektorie der Gelenkwinkel normiert auf die maximal $q_{i,M}$ und minimal $q_{i,m}$ zulässigen Winkel aller Gelenke. Einige initialen Gelenkwinkel sind abhängig der gewählten DH-Parametern mit $q \neq 0$. (b) Gelenkwinkelgeschwindigkeiten nahe einer Singularität. Bei der Zeit $t = 0,4$ s liegt $\dot{q}_{\max} = 28 \cdot 10^3$ $^\circ/s$ weit außerhalb des zulässigen Bereiches.

Bereiches. Die diskrete Integration der Geschwindigkeit führt letztendlich zu der Abweichung in der Endeffektor Pose von $|\Delta \mathbf{p}_{\max}| = 9,2$ mm und $\Delta \phi_{\max} = 0,4^\circ$.

Ziel des weiteren Vorgehen ist es, Ansätze zur Minimierung des Fehlers der Endeffektor-Pose, Gelenkwinkel und Winkelgeschwindigkeit durch Vermeidung von singulären Stellungen unter Einhaltung der gegebenen Restriktionen des Exoskeletts zu finden. Im Vergleich zu klassischen Industrie-Robotern mit serieller Kinematik ist dabei zusätzlich auf eine anthropomorphe Bewegungsform des Armes und die Berücksichtigung von Bewegungsintentionen des Nutzers zu achten. Dabei werden die numerischen Algorithmen schrittweise erweitert, um bei der Berechnung der Inversen aus Gleichung (7.7) stets die Einhaltung der Echtzeitfähigkeit überprüfen zu können. Dabei zeigt die Evaluation der Lösungsmethoden auf dem Echtzeitrechner, dass eine analytische Lösung von Teilen der Differentialgleichungen des Optimierungsproblems zu einer deutlichen Reduktion der Berechnungszeit führt.

7.2.1 Optimierung der Pfadplanung durch Zielfunktionen der Gelenkwinkel

Ein Ansatz zur Fehlerminimierung und Anpassung an die Bewegungsintentionen des Nutzers ist die Verwendung des durch die Redundanz des seriellen Manipulators gegebenen Nullraumes. In der Literatur findet sich dafür der Hinweis, dass unter der Annahme nach Gleichung (7.7) für $\dot{\mathbf{q}}^*$ eine Lösung von \mathbf{v}_e auch für $\dot{\mathbf{q}}^* + \mathbf{P}\dot{\mathbf{q}}_0$ eine Lösung existiert [181]. Dabei muss die $(n \times n)$ Matrix \mathbf{P} den Unterraum \mathcal{R} aus \mathbb{R}^r in den Nullraum von \mathbf{J} projizieren (siehe Abschnitt 3.1.1). Das bedeutet, falls die Pseudoinverse zur Berechnung der Gelenkwinkelgeschwindigkeit keine eindeutige Lösung liefert, entsprechende Optimierungskriterien mit in die Berechnung einbezogen werden können, um so den Lösungsraum weiter zu begrenzen. Der Vektor $\dot{\mathbf{q}}_0$ kann aus beliebigen Gelenkwinkelgeschwindigkeiten gebildet werden. Eine Erweiterung der Kostenfunktion aus Gleichung (7.6) führt dabei mit dem Ziel einer Minimierung der Norm des Vektors $\dot{\mathbf{q}} - \dot{\mathbf{q}}_0$ zu der erweiterten Berechnung der Gelenkwinkelgeschwindigkeiten

$$\dot{\mathbf{q}} = \mathbf{J}^\dagger \mathbf{v}_e + (\mathbf{I}_n - \mathbf{J}^\dagger \mathbf{J}) \dot{\mathbf{q}}_0. \quad (7.8)$$

Der erste Term von Gleichung (7.8) beschreibt die minimalen Gelenkgeschwindigkeiten, der zweite Teil projiziert den Vektor $\dot{\mathbf{q}}_0$ in den durch die Redundanz entstandenen Nullraum von \mathbf{J} unter der Berücksichtigung zusätzlicher Zwangsbedingungen. Dadurch ist auch bei $\mathbf{v}_e = 0$ des Endeffektors eine Bewegung

der Gelenkwinkel $\dot{\mathbf{q}} > 0$ möglich. Dies hat den Vorteil, dass die Gelenkwinkel auch bei fester Endeffektortrajektorie nach ihren gewichteten Zwangsbedingungen optimiert werden können. Durch die natürliche Limitierung des Nullraums kann jedoch die Einhaltung der gesetzten Beschränkungen nicht in jedem Fall garantiert werden. Der Vektor

$$\dot{\mathbf{q}}_0 = k \left(\frac{\partial w(\mathbf{q})}{\partial \mathbf{q}} \right)^T \quad (7.9)$$

wird mit $k > 0$ und $w(\mathbf{q})$ als sekundäre Zielfunktion der Gelenkwinkel spezifiziert. Im Folgenden werden geeignete Zielfunktionen für die beschriebenen Anforderungen gesucht, welche den Nullraum des Manipulators ausnutzen. Diese müssen entsprechend der spezifischen Anforderungen des Exoskeletts hergeleitet und anschließend evaluiert werden. Das Ziel ist hierbei, eine sichere und komfortable Interaktion zwischen Mensch und Exoskelett bei der kollaborativen Zusammenarbeit zu gewährleisten.

Aus den vorausgehenden Untersuchungen zur Berechnung der Inversen geht hervor, dass die, durch die Anatomie des Menschen bzw. dem Gelenkraum des Manipulators gegebenen, Gelenkwinkelbeschränkungen nicht eingehalten wurden. Für eine sichere Interaktion des Manipulators mit dem Nutzer sind Werte für jeweils den minimal und maximal zulässigen Gelenkwinkel ($q_{i,m}$ und $q_{i,M}$) vorzugeben. Zusätzlich kann pro Drehachse ein Winkel \bar{q}_i , in welchem der Nutzer eine bequeme Armstellung einnimmt, definiert werden. Unter Berücksichtigung der aktuellen Winkelposition q_i kann für die Anzahl der auftretenden Gelenkwinkel $n = 7$ die Zielfunktion

$$w_1(\mathbf{q}) = -\frac{1}{2n} \sum_{i=1}^n \left(\frac{q_i - \bar{q}_i}{q_{i,M} - q_{i,m}} \right)^2 \quad (7.10)$$

aufgestellt werden. Durch die Differenzierung sowie Gewichtung mit dem Faktor k_1 mit Gleichung (7.9) kann dieser Ausdruck in den Geschwindigkeitsvektor $\dot{\mathbf{q}}_0$ überführt werden. Bei einer Wahl von \bar{q}_i in der Mittelstellung des jeweiligen Gelenkes wird für die Endeffektortrajektorie der größtmögliche Arbeitsraum geschaffen, da auftretende Winkelbeschränkungen erst spät erreicht werden, wodurch sich der Fehler $|\Delta \mathbf{p}|$ minimiert. Ebenso deckt sich diese Gelenkstellung mit der komfortablen Haltung des Armes vor dem Körper. Für die Wahl des Gewichtungsparmeters k_1 der Zielfunktion (7.10) wird die davon abhängige Zielwinkelstellung \bar{q}_i betrachtet. Bei monoton steigendem k_1 steigt auch die Konvergenzgeschwindigkeit gegen den minimalen normierten quadratischen Mittelwert der Abweichung (NRMSD) zu \bar{q}_i monoton an. Ein hoher Wert von k_1 führt somit zur Einhaltung der Gelenkwinkelbeschränkung, durch seine Konvergenz nach kurzer Zeit aber auch zu hohen Anfangsbeschleunigungen. Ein empirisch ermittelter Wert für optimale Ergebnisse der Konvergenzgeschwindigkeit liegt bei $k_1 = 3 \cdot 10^3$. Dieser wird zusätzlich über das Verhältnis aus aktueller Zeit t_k und geschätzter Zielzeit T_t gewichtet, um die Anfangsbeschleunigungen zu begrenzen.

Erreicht ein Gelenkwinkel bei der Ausführung einer Endeffektor Trajektorie seine maximale oder minimale Position, so ist der Nullraum für die gegebene Gelenkwinkelkombination limitiert und eine Einhaltung der Beschränkungen kann nicht mehr garantiert werden. Betrachtet man die Berechnung der Inverskinematik in Gleichung (7.8), so ist bei bereits voll ausgenutztem Nullraum nur noch eine Abweichung in der Endeffektor Trajektorie \mathbf{v}_e möglich, um alle Gelenkwinkelbeschränkungen einzuhalten. Dazu wird für diesen besonderen Fall ein zusätzliches Kriterium, ähnlich des Ansatzes zum selektiven Blockieren von Gelenken in [183], eingeführt, das über die gesetzte Positionsänderung $\mathbf{e} = \mathbf{p}_t - \mathbf{p}_e$ das Ziel \mathbf{p}_t näher zur aktuellen Endeffektor-Pose \mathbf{p}_e führt. Die maximal erlaubte Abweichung von der Sollposition wird über D_{\max} festgelegt und wird abhängig von der Entfernung zum Zielpunkt gewählt werden. Damit ergibt sich eine von der ursprünglichen Trajektorie abweichende Positionsänderung

$$\mathbf{e}_c = \text{clamp}(\mathbf{e}, D_{\max}) = \begin{cases} \mathbf{e} & \text{für } \|\mathbf{e}\| \leq D_{\max} \\ D_{\max} \frac{\mathbf{e}}{\|\mathbf{e}\|} & \text{sonst,} \end{cases} \quad (7.11)$$

mit $\|e\|$, der euklidischen Norm von e . Der *clamp* Algorithmus in Gleichung 7.11 limitiert dabei die abweichende Positionsänderung auf den Bereich zwischen den beiden Eingangsvariablen. Durch die entsprechende Wahl von D_{\max} um den mehrfachen Faktor der geplanten Positionsänderung pro Rechenschritt kann somit bei Erreichen eines Gelenkmaximums der Nullraum optimiert und auf die ursprüngliche Trajektorie zurückgekehrt werden.

Neben der Einhaltung natürlicher Begrenzungen wird der Nullraum auch zur Verhinderung singulärer Stellungen und Optimierung der Bewegungsdynamik genutzt. Die Zielfunktion zur Erhöhung der Manipulierbarkeit

$$w_2(q) = \sqrt{\det(J(q)J^T(q))} \quad (7.12)$$

verhindert singuläre Stellungen unter Ausnutzung der Redundanz. Die Berechnung der Funktionaldeterminante ist dabei trotz unsymmetrischer Jacobi-Matrix einfach durchzuführen. Solange $w_2 > 0$ ist, befindet sich der Manipulator nicht in einer singulären Stellung, jedoch dient der Wert nicht als Indikation der Entfernung zu einer Singularität. Die Ableitung der Jacobi-Matrix nach Gleichung (7.9) entspricht hierbei einer Lie-Ableitung mit der Ableitung des Gelenkwinkelvektorfeldes, hervorgerufen durch eine Gelenkbewegung, entlang eines weiteren Vektorfeldes, hervorgerufen durch eine weitere Gelenkbewegung. Für die Berechnung der Ableitung nach den Gelenkwinkeln wird als Ansatz eine analytische Formulierung der Jacobi-Matrix nach [184] verwendet. Dabei hat die Multiplikation der Jacobi-Matrix mit seiner Transponierten keine physikalische Bedeutung und kann für ein besseres Resultat mit einer Gewichtungsmatrix versehen werden. Simulationen mit beliebigen Endeffektor-Trajektorien zeigen, dass durch eine Optimierung im Nullraum die Vermeidung von singulären Stellungen nicht garantiert werden kann und somit für diese Zielfunktion ein geringer Gewichtungsfaktor ($k_2 \leq 0,1$) gewählt wird.

Eine weitere Optimierung im Nullraum dient zur Minimierung der potentiellen Energie durch Wahl von Gelenkstellungen, welche die mechanische Last der Manipulatorstreben mit der Anzahl $n = 7$ auf die einzelnen Gelenke reduziert. Die Zielfunktion

$$w_3(q) = \sum_{i=1}^n (m_i \cdot g \cdot h_i(q)) \quad (7.13)$$

verknüpft die Summe der potentiellen Energien aller Streben, abhängig von einer Funktion $h_i(q)$ für die quadratisch approximierten Höhen der Körperteile mit der Masse m_i und der Gravitationskonstanten g . Die winkelabhängigen Höhen und Summe der Massen werden aus den Berechnungen zum dynamischen Modell herangezogen.

Die bisher gewählten Zielfunktionen zur verbesserten Pfadplanung des Exoskeletts sind in ihrer Ausführung auf redundante Manipulatoren, ohne dass der Endeffektor dabei mit der Umgebung interagiert, begrenzt. Bei einem Exoskelett ist der Nutzer an mehreren Punkten kraft- und formschlüssig mit der kinematischen Struktur verbunden. Durch eine Einkopplung von Kräften durch den Nutzer kommt es in den Gelenken zu einem zusätzlichen Nutzermoment, überlagert mit dem aufgebrachten Motormoment sowie dynamischen Einflüssen des Manipulators. Bei der Ausführung einer beliebigen Endeffektor-Trajektorie wird die Bewegung der Gelenke über die inverse Kinematik berechnet und mit den bisher gefundenen Zielfunktionen optimiert. Während der Ausführung kommt es dabei zu einer dauerhaften Interaktion zwischen Nutzer und Manipulator, wobei die Bewegungsführung nicht konstant vom Manipulator übernommen wird [119]. Stattdessen wird ein Teil der Bewegung durch den Nutzer vorgegeben. Unter der Annahme, dass bei einem, von der vorgegebenen Trajektorie abweichender, Bewegungsintention des Nutzer ein zusätzliches Moment τ_N durch diesen in den Manipulator eingekoppelt wird, kann somit eine weitere Zielfunktion zur Optimierung der Bewegung im Nullraum formuliert werden. Ist die Voraussetzung erfüllt, dass das eingekoppelte Nutzermoment $\tau_N(q)$ stetig monoton ist, so lässt sich die Zielfunktion

$$w_4(q) = \tau_N(q) \quad (7.14)$$

formulieren. Das eingekoppelte Nutzermoment lässt sich zwar nicht direkt messen, jedoch kann unter Zuhilfenahme des dynamischen Modells aus Kapitel 4 und den daraus ableitbaren Drehmomenten τ_{dyn} , sowie der gemessenen Interaktionskraft f_e mit der Umgebung, das Nutzermoment mit

$$\tau_N = \tau - \tau_{\text{dyn}} - J^T f_e \quad (7.15)$$

bestimmt werden. Dabei wird die Summe aller wirkenden Momente τ über die strukturintegrierten Drehmomentsensoren gemessen. Die Gewichtung des Einflusses eines durch den Nutzer eingekoppelten Momentes auf die Gelenkwinkeltrajektorie wird über den Faktor k_4 ermöglicht. Für $k_4 = 0$ wird kein Einfluss zugelassen und das Exoskelett verhält sich gegenüber dem Nutzer als ideal steifes System. Findet eine Interaktion mit der Umgebung statt, ist diese im Drehmomentverlauf der entsprechenden Gelenke erkennbar (siehe Abbildung 7.8a, τ_4 ohne τ_N).

Bei Vorgabe der gleichen Trajektorie und zusätzlicher Nutzerinteraktion wird das zusätzliche Drehmoment τ_N auf das vorherige Signal aufaddiert. Diese Änderung kann sowohl als statische Größe in Form einer konstanten Verschiebung oder dynamischen Größe in Form einer Oszillation auftreten (siehe Abbildung 7.8a, τ_4 mit τ_N). Bei der gegebenen Trajektorie verläuft der Gelenkwinkel q_4 von $0^\circ \dots 80^\circ \dots 0^\circ$ innerhalb einer Dauer von 45 s. Das maximale Drehmoment bei einer Interaktion mit der Umgebung von $f_{\text{max}} = 5$ N beträgt dabei $\tau_4 = 0,37$ Nm. Die Wahrnehmung über das zusätzlich eingebrachte Moment hängt stark vom persönlichen Empfinden der jeweiligen Person ab. In diesem Fall wurde ein leichtes Moment in die gleiche Bewegungsrichtung des Ellbogengelenkes eingekoppelt. Das wirkende Drehmoment im Gelenk des Exoskeletts wird dadurch um den Faktor 4 erhöht und beträgt bei der Umgebungsinteraktion $\tau_4 = 1,64$ Nm. Auch dynamische Änderungen des eingekoppelten Momentes sind deutlich zu erkennen. Da in dem gezeigten Beispiel die Gelenke des Exoskeletts als steif eingestellt wurden ($k_4 = 0$), werden die zusätzlich eingekoppelten Momente durch den Nutzer vollständig durch die Aktorik kompensiert. Der Verlauf der Gelenkwinkeltrajektorie ändert sich dadurch nicht. Bei der Gewichtung des Nutzereinflusses muss berücksichtigt werden, dass je nach vorgegebener Trajektorie der zur Verfügung

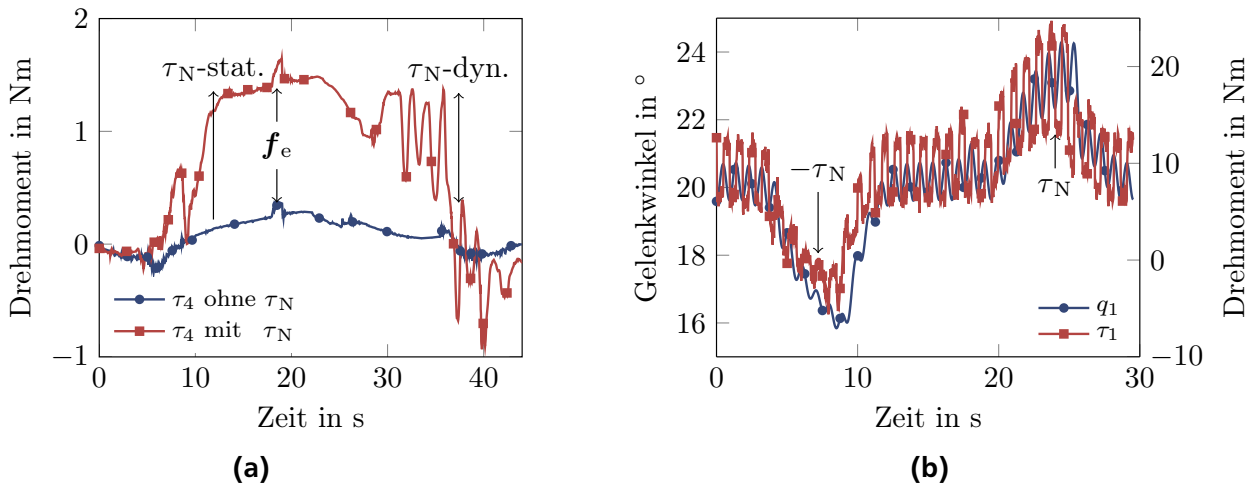


Abbildung 7.8: Einkopplung von Drehmomenten durch den Nutzer in die Gelenke bei dynamischer Bewegungsvorgabe. (a) Zeitlicher Verlauf des Ellbogengelenkdrehmomentes τ_4 bei einer Bohrung, mit und ohne Einkopplung eines statischen Drehmomentes $\tau_{N\text{-stat.}}$ und dynamischen Drehmomentes $\tau_{N\text{-dyn.}}$ während der Ausführung der Trajektorie und Bohrung mit der Endeffortkraft f_e . (b) Berücksichtigung des negativ und positiv eingekoppelten Nutzermomentes bei dynamischer Auslenkung des Schultergelenkes q_1 bei der Optimierung der Gelenkstellung im Nullraum. Die Endeffortpose wird durch die Auslenkung nicht beeinflusst.

stehende Nullraum stark beschränkt sein kann und somit eher die Einhaltung der Gelenkwinkelbeschränkungen und Vermeidung von singulären Stellungen auf Kosten der Nutzerbeeinflussung gewählt werden sollte. Die strukturintegrierten Drehmomentsensoren können lediglich Momente in Drehrichtung des Gelenkes aufnehmen, Quermomente zur Drehachse werden durch den strukturellen Aufbau kompensiert. Dies führt zu einer Einschränkung in der Berücksichtigung der jeweiligen Nutzerinteraktion mit der kinematischen Struktur, da beispielsweise die 3 DoF des Schultergelenkes, die beim Menschen vereinfacht durch ein Kugelgelenk abgebildet werden, beim Exoskelett durch eine serielle Kette von um 90° gedrehte Scharniergelenke realisiert werden. Die Stellung der Gelenke und somit die Möglichkeit einer sensorischen Erfassung des Nutzermomentes ist dabei individuell von der aktuellen Trajektorie abhängig.

Es ist unklar, wie das System bei dynamischen Bewegungen auf eine statische Nutzerinteraktion in positive und negative Drehrichtung reagiert. Dafür wird ein konstanter Gelenkwinkel bei 20° eingestellt und mit $f_{osz} = 1 \text{ s}^{-1}$ um $\hat{q}_{osz} = 0,5^\circ$ oszilliert. Das allein durch die Gewichtskraft des Manipulators wirkende Drehmoment im ersten Schultergelenk bei einer Gelenkwinkelstellung von $q_1 = 20^\circ$ beträgt ca. 10 Nm. Bei einer Wahl des Gewichtungsfaktors $k_4 = 0,1$ führt ein $\tau_N = \pm 10 \text{ Nm}$ zu einer Winkeländerung von $\Delta q_1 = \pm 4^\circ$ (siehe Abbildung 7.8b).

Der Versuch zeigt, dass der Einfluss des Nutzers, aufgelöst über die strukturintegrierten Drehmomentsensoren, für eine Optimierung des Nullraumes genutzt werden kann. Da die relevante Größe τ_N stark von der Güte des dynamischen Modells und der gemessenen Interaktionskraft abhängt, muss das berechnete Moment in Amplitude und Phase mit dem realen Moment übereinstimmen. Durch die hohe Dynamik in der Bewegungen ist eine Taktfrequenz von $f_s = 2 \text{ kHz}$ nötig, um die Systemstabilität zu gewährleisten.

Mit den gefundenen Zielfunktionen zur Optimierung der Gelenkwinkel im Nullraum wird die ursprüngliche Trajektorie erneut berechnet. Da lediglich der Nullraum für die Erfüllung aller Randbedingungen genutzt wird, bleibt die vorgegebene Endeffektortrajektorie gleich. Die Gelenkwinkeltrajektorie unterscheidet sich deutlich vom ursprünglichen Verlauf. Dabei werden die Gelenkwinkelbeschränkungen (siehe Abbildung 7.9a) und maximal zugelassenen Geschwindigkeiten (siehe Abbildung 7.9b) eingehalten. Es sind deutlich flacheren Steigungen in den Gelenkgeschwindigkeiten zu erkennen, was auf einen gleichmäßigen, natürlichen Bewegungsablauf schließen lässt. Zusätzlich werden die Nutzerintentionen in der Bewegung berücksichtigt.

Durch die Einführung der Zielfunktionen mit den gewählten Gewichtungparametern ist es möglich, die Bewegung des Exoskeletts bei der vorgegebenen Positionierung eines Werkzeuges am Endeffektor

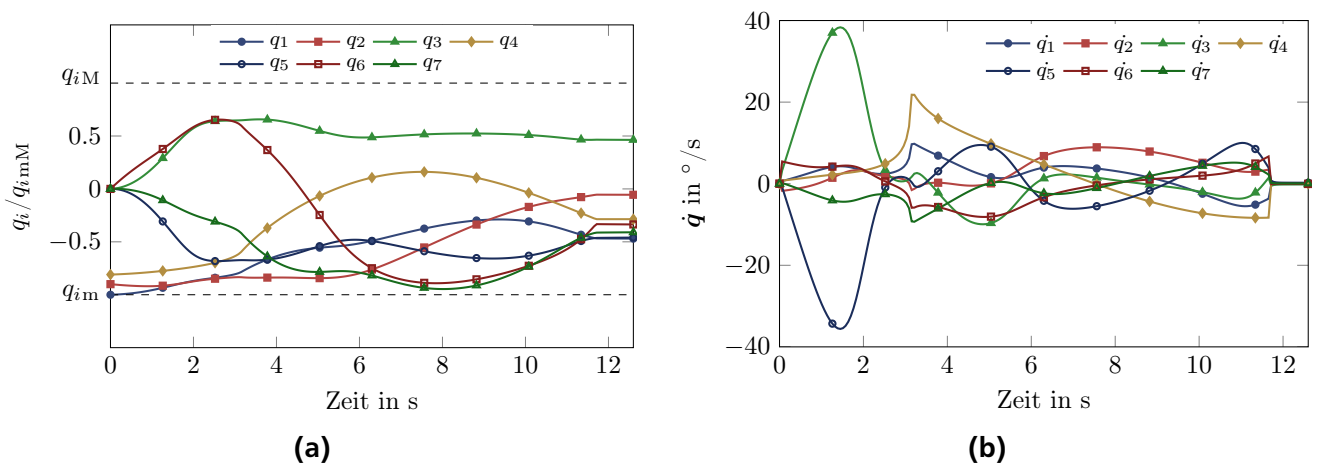


Abbildung 7.9: Berechnung der Inversen mit für das Exoskelett spezifisch erweitertem Planungsalgorithmus. (a) Trajektorie der Gelenkwinkel normiert auf die maximal zulässigen Winkel unter Berücksichtigung der Grenzwertbeschränkungen. (b) Einhaltung der zulässigen Gelenkwinkelgeschwindigkeiten.

an die natürliche Bewegung des Menschen anzupassen. Dabei werden die vorgegebenen kinematischen und dynamischen Restriktionen eingehalten, singuläre Stellungen vermieden und eine individuelle Bewegungsausführung des Nutzers ermöglicht.

7.2.2 Selektive Dämpfung der Jacobi-Matrix

Im vorangegangenen Abschnitt wurden Lösungsansätze eingeführt, die unter Nutzung des Nullraums singuläre Stellungen des Manipulators verhindern können. Die Inverse Kinematik kann dabei nur über die Singulärwertzerlegung berechnet werden, wenn die Jacobi-Matrix vollen Rang besitzt. Bei der Berechnung der Determinante kommt es in der Nähe von Singularitäten zu kleinen Werten und somit zu großen Winkelgeschwindigkeiten. Führt beispielsweise ein geplanter Pfad des Endeffektors nahe an der Rotationsachse von q_3 des Schultergelenkes entlang, muss dieses eine Drehung um 180° in kürzester Zeit durchführen, um der Trajektorie weiter folgen zu können. Neben dem Nullraum kann auch ein in besonderen Situationen tolerierbarer Fehler des Endeffektors genutzt werden, um singuläre Konfigurationen zu vermeiden. Durch die Einführung eines Dämpfungsfaktors λ_d in der Berechnung der Inversen aus Gleichung (7.7) kann somit ein Rangabfall vermieden und trotz schlechter Konditionierung eine Invertierung der Jacobi-Matrix mit

$$\mathbf{J}^* = \mathbf{J}^T (\mathbf{J}\mathbf{J}^T + \lambda_d^2 \mathbf{I})^{-1} \quad (7.16)$$

durchgeführt werden. Die so genannte singulärwertrobuste Inverse kann jederzeit für den Sonderfall der Dämpfung $\lambda_d = 0$ in die *Moore-Penrose-Inverse* überführt werden, um beispielsweise eine Fehlpositionierung des Endeffektors in kritischen Situationen zu verhindern. Dabei ist die Wahl einer geeigneten Dämpfung individuell von der Struktur des Manipulators und der Bewegungsaufgabe abhängig. Diese wird im Folgenden für die Positionierung des Endeffektors eines Exoskeletts genauer untersucht. Da für den redundanten Manipulator mit einer nichtquadratischen Jacobi-Matrix keine Eigenwerte definiert werden können, werden mit Hilfe einer Singulärwertzerlegung die Singulärwerte $\sigma_1 \geq \sigma_2 \geq \dots \geq \sigma_r > 0$ mit $r = \text{rank}(\mathbf{J})$ eindeutig bestimmt [185]. Das Verhältnis aus maximalem und minimalem Singulärwert entspricht der Konditionszahl $\kappa = \sigma_1/\sigma_r$ von \mathbf{J} und gibt die Entfernung zu einer Singularität ($\sigma_r = 0$) an. Für ein besseres Verständnis der Konditionszahl kann eine geometrische Interpretation der Singulärwertzerlegung für die lineare Transformation $\mathbf{v}_e = \mathbf{J}\dot{\mathbf{q}}$, siehe Gleichung (3.7), verwendet werden. Die Jacobi-Matrix \mathbf{J} transformiert dabei eine geometrische Einheitskugel in \mathbb{R}^n mit $\|\dot{\mathbf{q}}\| = 1$ in eine Menge von Vektoren \mathbf{v}_e , welche ein Ellipsoid der Dimension r in \mathbb{R}^m beschreiben [181, S. 588]. Die Singulärwerte entsprechen den Längen der verschiedenen Achsen des Ellipsoides, die Konditionszahl entspricht der Exzentrizität und bietet ein Maß für eine mögliche schlechte Konditionierung ($\kappa \gg 1$) der Jacobi-Matrix für die numerische Berechnung. Damit selbst für einen minimalen Singulärwert von $\sigma_r = 0$ die gegebene Kondition von \mathbf{J} beschränkt bleibt und die Inverse mit einer besseren numerischen Stabilität berechnet werden kann, wird die Konditionszahl für nichtnegative Eigenwerte $\lambda_i = \sigma_i$ mit dem Dämpfungsfaktor λ_d zu

$$\kappa_d = \frac{\sigma_1^2 + \lambda_d}{\sigma_r^2 + \lambda_d} \quad (7.17)$$

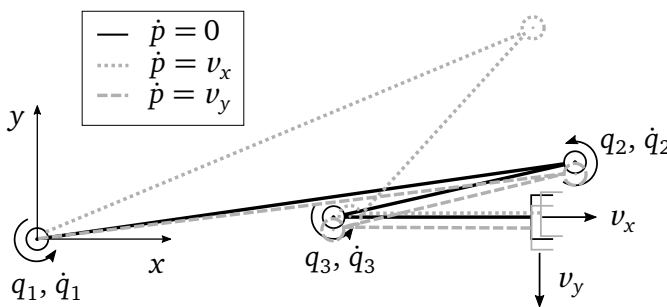
erweitert. Durch eine konstante Dämpfung der Konditionierung wird auch abseits von Singularitäten der Positionsfehler der Endeffektorpose erhöht. Da viele Endeffektortrajektorien nur kurzzeitig in ihrem Verlauf nahe einer Singularität kommen (siehe Abbildung 7.6b), wird im Folgenden ein variabler Dämpfungsfaktor eingeführt. Dabei kann der kleinste Singulärwert als Bewertungskriterium der Stabilität herangezogen werden [186]. Die Inverse der Jacobi-Matrix in Gleichung (7.16) wird dann nur in einer frei gewählten Umgebung ϵ_d einer Singularität mit dem variablen Dämpfungsfaktor

$$\lambda_{\text{select}} = \begin{cases} 0 & \text{für } \sigma_n \geq \epsilon_d \\ (1 - (\frac{\sigma_r}{\epsilon_d})^2) \lambda_{\text{max}} & \text{für } \sigma_n < \epsilon_d \end{cases} \quad (7.18)$$

gedämpft. Beim Vergleich der selben Vorgabe einer Trajektorie des Endeffektors mit $\dot{p}_{\max} = 0,1 \text{ ms}^{-1}$, sowohl mit konstanter Dämpfung λ_{const} als auch mit selektiver Dämpfung λ_{select} , erkennt man den Abfall des selektiven Dämpfungsfaktor beim Verlassen des Singularitätsbereiches (siehe Abbildung 7.11a). Bei der Berechnung der Inversen ist der minimale Singulärwert trotz geringerem Faktor der selektiven Dämpfung größer (siehe Abbildung 7.11b) und die Jacobi-Matrix besser konditioniert, was durch einen geänderten Verlauf der Gelenkwinkeltrajektorien (siehe Abbildung 7.12a) zu erklären ist. Der Positionsfehler des Endeffektors ist auf 30 % mit $|\Delta p|_{\max} = 18 \text{ mm}$ gegenüber der konstanten Dämpfung reduziert worden. Die maximalen Gelenkwinkelbeschleunigungen wurden ebenfalls durch eine selektive Dämpfung verringert, jedoch ist die maximale Geschwindigkeit mit $|\dot{q}|_{\max} > 20^\circ/\text{s}$ noch sehr hoch für die gegebene Bewegung. Die Einhaltung der Begrenzungen für alle Gelenkwinkelgeschwindigkeiten kann dabei nicht sichergestellt werden, da die Dämpfung in Gleichung (7.18) lediglich vom minimalen Singulärwert abhängig ist. Dieser führt jedoch nicht zwangsläufig zu einer erhöhten Gelenkgeschwindigkeit. Dies wird in dem vereinfachten Beispiel einer singulären Stellung eines 3 DoF Manipulators deutlich. Es ist zwar ein minimaler Singulärwert der Jacobi-Matrix vorhanden, die Geschwindigkeit der Gelenkwinkel ist jedoch von der eigentlichen Bewegungsrichtung des Endeffektors abhängig (siehe Abbildung 7.10). Während die beschriebene Bewegung mit v_x zu hohen Winkelgeschwindigkeiten \dot{q} führt, ändert eine Bewegung mit v_y nur geringfügig die Stellung des Manipulators. In beiden Fällen kommt es nach Gleichung (7.18) zu einer starken Dämpfung und somit zu einem erhöhten Fehler der Endeffektor Pose. Gesucht ist daher eine Erweiterung der Berechnung zur selektiven Dämpfung, unter Berücksichtigung eines für die Bewegungsaufgabe gewählten Grenzwertes der Winkelgeschwindigkeiten \dot{q}_{lim} . Durch die Kombination der selektiven Dämpfung mit einer Kontrolle, ob die maximal vorkommende Gelenkgeschwindigkeit $|\dot{q}|_{\max}$ über einem Grenzwert liegt, entsteht der kombinierte Dämpfungsfaktor

$$\lambda_{\text{comb}} = \begin{cases} 0 & \text{für } \sigma_r \geq \epsilon_d \cup \dot{q}_{\max} < \dot{q}_{\text{lim}} \\ (1 - \frac{\sigma_r^2}{\epsilon_d^2})(1 - \frac{\dot{q}_{\text{lim}}^4}{|\dot{q}|_{\max}^4})\lambda_{\max} & \text{für } \sigma_r < \epsilon_d \cap |\dot{q}|_{\max} > \dot{q}_{\text{lim}}. \end{cases} \quad (7.19)$$

Der maximal zulässige Winkelgeschwindigkeitsbereich des Systems $|\dot{q}|_{\text{sys}}$ ist durch die Limitierungen der Aktorik und kinematischen Struktur begrenzt. Um diesen Bereich nicht zu überschreiten, wird die aktuelle Gelenkgeschwindigkeit mit dem Faktor $\dot{q}_{\text{sys}}/\dot{q}_{\max}$ für $|\dot{q}|_{\max} > \dot{q}_{\text{sys}}$ beschränkt. Die entstehende Abweichung wird über die Berechnung der Inverskinematik kompensiert, wodurch kein Fehler der Endeffektor-Pose im Vergleich zur Erhöhung des Dämpfungsfaktors entsteht. Für die gezeigte Bewegungsaufgabe ist der Grenzwert zu $\dot{q}_{\text{lim}} = 30^\circ/\text{s}$ gesetzt. Die weiteren Konstanten für eine selektive



Variable	Wert
k_1	$3 \cdot 10^3$
k_2	0,1
k_3	0,05
k_4	0,1
\dot{q}_{lim}	$0,6 \dot{q}_{\text{sys}}$
λ_{\max}	0,01
ϵ_d	0,04

Abbildung 7.10: Gelenkwinkelgeschwindigkeiten abhängig von der Richtung der Endeffektorbewegung nahe einer Singularität. Kleine Bewegungen des Endeffektors mit v_x führen zu hohen Geschwindigkeiten \dot{q} , Bewegungen mit v_y führen hingegen zu geringen Geschwindigkeiten. Tabelle rechts: Parameter zur Anpassung und Modifikation der Trajektorienplanung und Inverskinematik

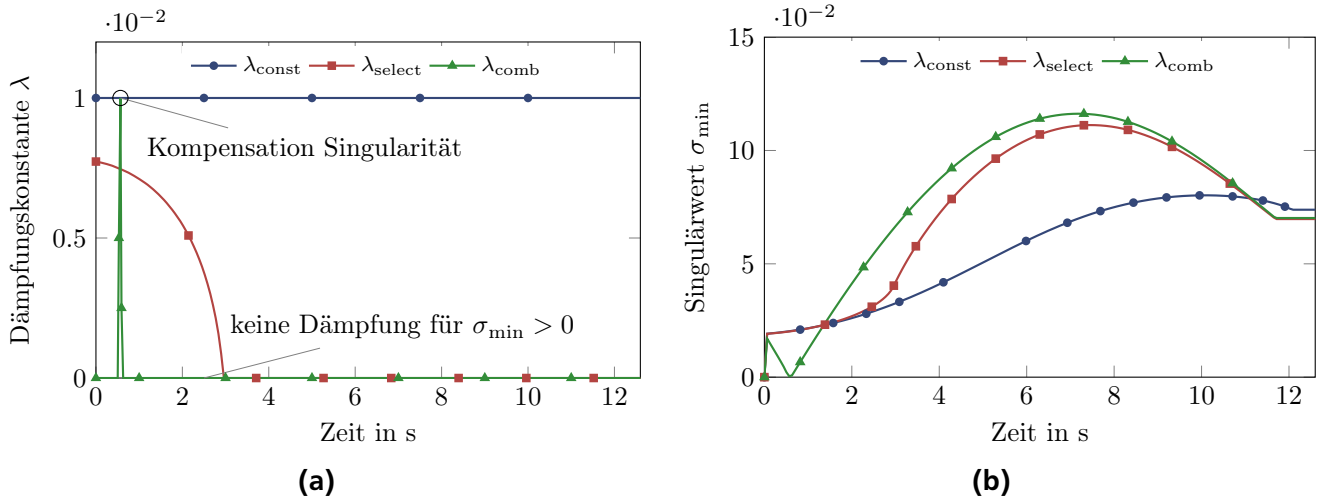


Abbildung 7.11: Berechnung der Inversen mit erweitertem Algorithmus zur Dämpfung der Jacobi-Matrix. (a) Vergleich über die Änderung der Dämpfungskonstante λ über den Bewegungsverlauf bei konstanter, selektiver und kombinierter Dämpfung. (b) Minimaler Singulärwert über den Bewegungsverlauf.

Dämpfung der Jacobi-Matrix, ermittelt durch eine Vielzahl durchgeführter stochastischer Bewegungen [178]), sind in der Tabelle in Abbildung 7.10 zusammengefasst.

Betrachtet man den Verlauf der berechneten selektiven Dämpfung und die daraus resultierende Bewegungsform wird deutlich, dass der Dämpfungsfaktor lediglich in der Umgebung einer Singularität erhöht wird (siehe Abbildung 7.11a) und damit den Abfall des minimalen Singulärwertes verhindert (siehe Abbildung 7.11b). Dabei werden die dynamischen Geschwindigkeitsänderungen durch die systembedingten Limitierungen zusätzlich gedämpft und mit in der Berechnung der nächsten Schritte einbezogen. Für die Auslegung des Dämpfungsfaktors werden unterschiedliche Trajektorien mit Zielposen im gesamten Arbeitsraum des Exoskeletts mit Hilfe des Simulationsmodells evaluiert. Der minimale Singulärwert wird durch die Wahl des Dämpfungsfaktors soweit erhöht, dass die gesetzten Geschwindigkeitslimits eingehalten werden (siehe Abbildung 7.12a). Letztendlich bewirkt der angewandte Algorithmus eine deutliche Reduzierung des Positionsfehlers $|\Delta \mathbf{p}| < 0,14 \text{ mm}$ im Vergleich zu den bisher verwendeten Methoden (siehe Abbildung 7.12b) und ist daher für die exakte Positionierung eines Endeffektors des Exoskeletts essentiell. Die selektive Dämpfung der Jacobi-Matrix bildet daher eine sinnvolle Ergänzung zu den im vorherigen Abschnitt vorgestellten Zielfunktionen unter Nutzung des Nullraumes. Die gewählten Parameter bieten ein optimales Verhältnis zwischen minimaler Abweichung im Arbeitsraum bei gleichzeitiger Beachtung der maximalen Geschwindigkeiten im Gelenkraum für Positionieraufgaben des menschlichen Arms. Abhängig von der Bewegungsaufgabe können diese Parameter auf dessen spezifischen Anforderungen angepasst werden. Die implementierten Planungsalgorithmen ermöglichen eine Mensch-Exoskelett-Kollaboration, bei welcher ein geplantes Ziel für die Interaktion mit einem Objekt, unter Berücksichtigung von Änderungswünschen der Bewegungsführung, erreicht wird.

7.3 Assistive Bewegungsvorgabe im Gelenkraum

Neben der Zielvorgabe zur Positionierung des menschlichen Armes bei einer konkreten Interaktionsaufgabe werden in dieser Arbeit Bewegungsvorgaben durch eine weitere Person oder dem Nutzer selbst untersucht. Hierbei ist nicht die bekannte Zielstellung relevant, sondern das kontinuierliche Folgen einer Bewegungsrichtung des Armes durch das Exoskelett. Für die Untersuchung geeigneter Regelungsmethoden für die Mensch-Exoskelett-Kollaboration im Gelenkraum lässt sich das Systemverhalten in eine

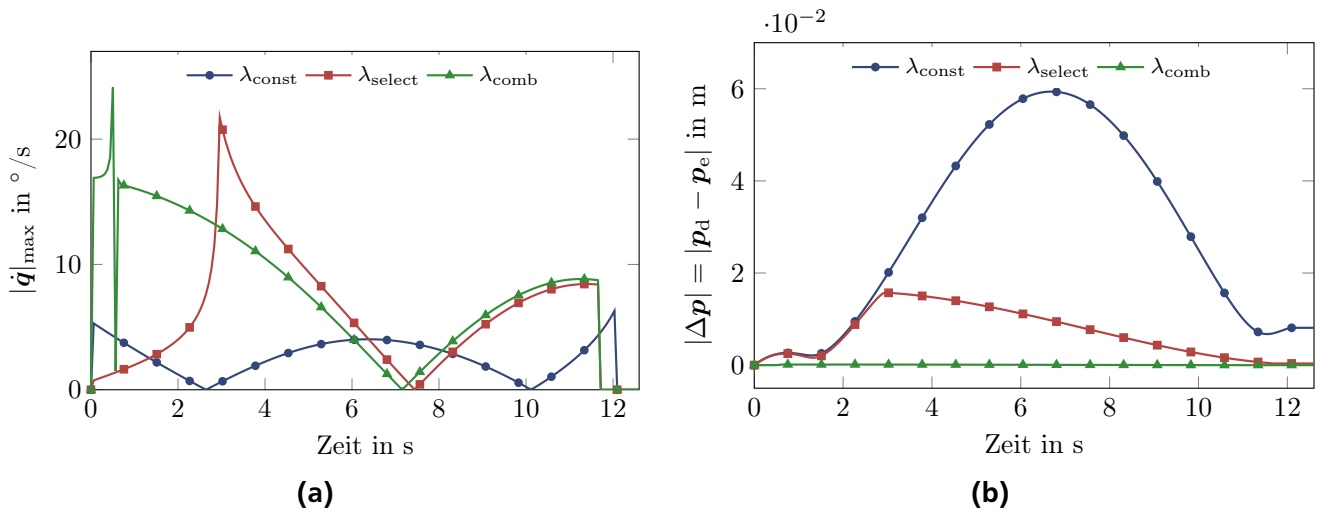


Abbildung 7.12: Evaluation des erweiterten Planungsalgorithmus im Gelenk- und Arbeitsraum. (a) Betrag der maximalen Gelenkgeschwindigkeiten. Kompensationen von Singularitäten führen zu dynamischen Änderungen unter Einhaltung der Limitierungen. (b) Steigender Positionsfehler $|\Delta p|$ der Endeffektor Pose bei konstanter Dämpfung, Reduzierung des Fehlers bei selektiver Dämpfung, minimaler Fehler bei kombinierter Dämpfung.

mechanische Admittanz bzw. Impedanz unterteilen. Die mechanische Admittanz für rotatorische Systeme resultiert aus einem eingekoppelten Drehmoment eine Bewegung der Drehachsen. Die Impedanz zeigt das inverse Verhalten dazu. Sie beschreibt das Verhältnis aus dem wirkenden Drehmoment hervorgerufen durch eine Bewegung [187]. Bei der mechanischen Interaktion zweier physischer Systeme muss dabei das eine System die Eigenschaften des anderen komplementieren.

Die ersten Ansätze entsprechender Regelungsmethoden gehen auf die Erweiterung der klassischen Positionsregelung von Industrierobotern zurück. Dieser Ansatz hat den Nachteil, dass der Roboter nicht auf Ungenauigkeiten bei Umgebungsmodellen während der Interaktion, sowie auf unvorhergesehene Berührung mit einem Menschen reagieren kann. So können Beschädigungen des Werkstücks oder Verletzungen des Menschen hervorgerufen werden. Die Umgebung lässt sich in diesem Beispiel als mechanische Admittanz beschreiben, welche auf eingekoppelte Kräfte mit einer Bewegung reagiert. Das impedanzgeregelter System des Roboters folgt nach wie vor einer vorgegebenen Trajektorie, adaptiert jedoch die Gelenkwinkelposition in Abhängigkeit von der äußeren Kraft und der gewählten Impedanzparameter [48, 188].

Im Fall eines assistiven Exoskeletts kann sowohl der Manipulator, als auch der Nutzer, abhängig von dem gezielten Einsatzes als mechanische Impedanz, agieren und einer vorgegebenen Bewegung folgen. Fungiert das Exoskelett als mechanische Admittanz, so reagiert es auf die vom Nutzer aufgebrachte Kraft und folgt der Bewegung des menschlichen Arms. Das Nutzerverhalten bei diesem gekoppelten System lässt sich als Impedanz beschreiben. Auf der anderen Seite nimmt das Exoskelett das Verhalten einer Impedanz an und koppelt eine Kraft in den Arm des Nutzers ein, während der Manipulator eine definierte Bewegungsabfolge abfährt. Im Vergleich zu einer klassischen Positionsregelung lässt sich das dynamische Verhalten des Manipulators durch gezielte Änderung der Impedanz anpassen und somit auf das gewünschte Systemverhalten und spezifische Sicherheitsaspekte beim Menschen Rücksicht nehmen. Das bedeutet, dass zwar an erste Stelle das Exoskelett die Bewegung vorgibt und der Arm dieser folgt, jedoch durch eine zusätzliche Einkopplung einer Kraft durch den Nutzer der Manipulator von der ursprünglichen Bewegungsabfolge abweicht.

7.3.1 Impedanz- und Admittanzregelung

Impedanz- und Admittanzregelung von Manipulatoren gehören zur Gruppe der indirekten Kraftregelung. Im Vergleich zur direkten Kraftregelung, findet dabei keine Rückführung der Interaktionskraft mit der Umgebung im geschlossenen Regelkreis statt [58]. Ferner wird eine Kraft über die Positionsregelung eingestellt, indem die mechanische Impedanz bzw. Admittanz des Manipulators über dessen dynamische Parameter verändert wird. Das Verhalten lässt sich dabei vereinfacht als Feder-Masse-Dämpfer System beschreiben. Dieser Ansatz wird in der Regelungstheorie verwendet, wenn für die Aufgabe der Interaktion des Manipulators mit der Umwelt kein anderer Regler geeignet ist, als der auf Basis eines physikalischen Systems [189]. Bei der Impedanzregelung wird die Bewegung im Gelenkraum mit dem Regelziel ausgeführt, dass die Gelenkvariablen asymptotisch der gewünschten Trajektorie folgen, solange keine externen Drehmomente oder Interaktionskräfte auf den Manipulator wirken (siehe Abbildung 7.13a). Für die direkte Kraftregelung wird die Eigendynamik des Systems, welche über ein theoretisches Modell abgebildet wird, durch den Regler kompensiert und eine gewünschte Dynamik mit der Differentialgleichung zweiter Ordnung

$$\ddot{\tilde{\mathbf{q}}} + \mathbf{K}_\omega \dot{\tilde{\mathbf{q}}} + \mathbf{K}_q \tilde{\mathbf{q}} = \boldsymbol{\tau}_{\text{ext}} = \boldsymbol{\tau}_N = \mathbf{m}\ddot{\tilde{\mathbf{q}}} + \mathbf{d}\dot{\tilde{\mathbf{q}}} - \mathbf{c}\tilde{\mathbf{q}} \quad (7.20)$$

dem System aufgeprägt. Die Regeldifferenz $\tilde{\mathbf{q}}$ ist hierbei die Differenz aus der Führungsgröße \mathbf{q}_d und Istgröße \mathbf{q} . \mathbf{K}_ω und \mathbf{K}_q sind die Verstärkungsfaktoren des Regelkreises. Unter der Annahme, dass die extern eingekoppelten Drehmomente $\boldsymbol{\tau}_{\text{ext}}$ ausschließlich durch den Nutzer verursacht werden, kann man die Reaktion des Systems auf das eingekoppelte Moment mit der mechanischen Impedanz aus der rotatorischen Federkonstanten \mathbf{c} , Masse \mathbf{m} und Dämpfung \mathbf{d} beschreiben. Diese Parameter können entsprechend des gewünschten Systemverhaltens gewählt werden. Das Regelgesetz mit der Stellgröße $\boldsymbol{\tau}$ ergibt sich unter Berücksichtigung des dynamischen Verhaltens des Manipulators (siehe Abschnitt 3.1.2 und 4.3) mit dem, aus der Gravitationskraft wirkenden, Moment $\mathbf{g}(\mathbf{q})$, dem Massenträgheitsmoment $\mathbf{B}(\mathbf{q})$ und dem statischen und viskosen Reibmoment $\mathbf{D}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$ zu

$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{B}(\mathbf{q})\ddot{\tilde{\mathbf{q}}} + \mathbf{D}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\tilde{\mathbf{q}}} + \mathbf{g}(\mathbf{q}) + \ddot{\tilde{\mathbf{q}}} + \mathbf{K}_\omega \dot{\tilde{\mathbf{q}}} + \mathbf{K}_q \tilde{\mathbf{q}}. \quad (7.21)$$

Das Ergebnis der Regelung ist eine Kompensation der dynamischen Eigenschaften des Manipulators bei gleichzeitiger Aufprägung des Verhaltens einer mechanischen Impedanz, während dabei eine vorgegebene Zielgröße des Gelenkwinkels erreicht wird (siehe Abbildung 7.13a). Die Abweichung der Position $\tilde{\mathbf{q}}$ zum Nutzerdrehmoment verhält sich dabei wie die definierte mechanische Impedanz.

Bei der Admittanzregelung nimmt das Exoskelett das Verhalten einer mechanischen Admittanz an und die ausgeführte Bewegung erfolgt durch Einbringung einer externen Kraft bzw. Drehmoment. Dabei wird dem dynamischen Verhalten des Manipulators über die eingekoppelte Kraft ein zusätzliches Drehmoment in den Achsen aufaddiert. Abhängig von der gewählten Parameter für die mechanische Admittanz ergibt sich daraus das gewünschte Drehmoment für die Bewegung der Drehachsen (siehe Abbildung 7.13b). Durch das dynamische Modell findet abhängig von der aktuellen Winkelposition, -geschwindigkeit und -beschleunigung eine Kompensation der Gravitation, Reibung und Massenträgheit statt. Dadurch fühlt der Nutzer keinen mechanischen Widerstand bei der aktiven Bewegung des Manipulators. Zusätzlich kann die Gewichtskraft des Armes kompensiert werden, indem die Massen der einzelnen Glieder zum dynamischen Modell addiert werden. Um die Achsen des Exoskeletts mit der gewünschten Geschwindigkeit abhängig von der eingekoppelten Kraft bzw. des Drehmomentes zu bewegen, werden diese für die Berechnung des Solldrehmomentes $\boldsymbol{\tau}$ mit einem Verstärkungsfaktor k_{adm} multipliziert. Bei der Wahl des Parameters muss darauf geachtet werden, dass der gefühlte Widerstand bei der Bewegung für den Nutzer gering ist, jedoch trotzdem ein stabiles Regelverhalten existiert. Ansonsten würde sich durch eine geringe Krafteinkopplung das Exoskelett schneller als der Nutzer bewegen und durch die resultierende Gegenkraft oszillieren.

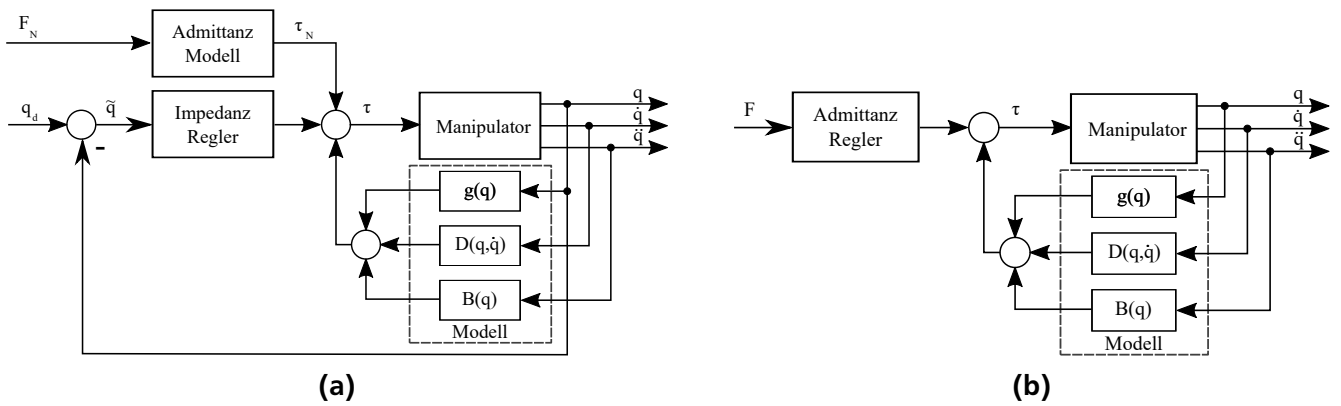


Abbildung 7.13: Schema der Impedanz- und Admittanzregelung für Exoskelette. (a) Der Impedanzregler minimiert die Abweichung des aktuellen Gelenkwinkel q von der Winkelvorgabe q_d durch Vorgabe eines, von der definierten Impedanz des Manipulator und externen Kräfteinflüssen F_N abhängigen, Drehmomentes. Äußere Kräfte werden durch ein Admittanz-Modell in ein definiertes externes Drehmoment τ_N umgerechnet. (b) Der Admittanzregler stellt abhängig von der äußeren Kräfteinwirkung auf Basis des dynamischen Modells die Gelenkmomente für den Manipulator bereit.

Für die Evaluation der Impedanz- und Admittanzregelung wird das dynamische Verhalten des Exoskeletts in einem Modell simuliert und ein geschlossenen Regelkreis gebildet. Beispielhaft wird dabei der erste Freiheitsgrad des Schultergelenkes mit dem Winkel q_1 gewählt. Für die Impedanzregelung wird das System mit einer Trajektorie in Form einer positiven und negativen Rampenfunktion mit $q_1 = 0^\circ \dots 45^\circ \dots 0^\circ$ angeregt. Der Regler versucht nun dieser Trajektorie unter Berücksichtigung von zusätzlichen Kräfteinkopplungen durch den Nutzer zu folgen. Entspannt der Nutzer während der Bewegung seinen Arm, verhält sich dieser als passive Admittanz und der Manipulator führt die Bewegung mittels Impedanzregelung aus. Diese Bewegungsform gleicht einer reinen Positionsregelung der Drehachsen. Unter Berücksichtigung und gleichzeitiger Kompensation des dynamischen Verhaltens des Exoskeletts treten dabei im Bewegungsverlauf Abweichungen der Winkelposition von maximal $4,9^\circ$ auf (siehe Abbildung 7.14a). Die Gründe dafür liegen in den hohen Beschleunigungen zu Beginn der Trajektorie und der Richtungsumkehr durch die Trägheit und Gravitation. Diese verursachen hohe Gegenmomente, welche durch die gewählte Dynamik der Regelung nicht ausreichend kompensiert werden können. Gleiches Verhalten kann durch die Wahl einer sehr hohen mechanischen Impedanz des Exoskeletts erreicht werden. Trotz aufgebrachtem Gegenmoment, verhält sich der Regler gleich einer Positionsregelung. Reduziert man die Impedanz auf ein Niveau, das einen Einfluss der Nutzerkräfte erlaubt, so resultiert die Einkopplung eines Gegenmomentes in einer Abweichung der Ist-Trajektorie des Gelenkes. In der Simulation führt ein Nutzermoment von $2,5 \text{ Nm}$ (25 mNm am Motor) zu einer maximalen Winkelabweichung von 15° (siehe Abbildung 7.14b). Die modulierte Impedanz ermöglicht dem Nutzer somit eine Abweichung von der ursprünglich geplanten Trajektorie durch das Aufbringen einer Kraft. Dieser spürt dabei eine künstlich hervorgerufene Nachgiebigkeit, trotz steifer Kinematik des Exoskeletts fühlt sich die Bewegung weich an. Bei der Wahl der Parameter für das Impedanzmodell muss somit ein Kompromiss aus erlaubter Positionsabweichung und Interaktionskraft gefunden werden.

Durch eine Reduktion der mechanischen Impedanz, nimmt automatisch auch die Regelgüte für das Erreichen einer Sollposition ab. Ein nachgiebiges System kann also eine Sollposition schlechter erreichen als ein steifes System. Das Ziel dabei ist es, sowohl die dynamischen Eigenschaften des Manipulators auszugleichen, um eine Sollposition mit ausreichender Güte zu erreichen, als auch die eingekoppelte Nutzerkraft entsprechend zu berücksichtigen. Das wird durch Separation des Reglers mit einem zusätzlichen Admittanz Modell erreicht, welches die eingekoppelte Kraft verstärkt und somit das Nutzermoment

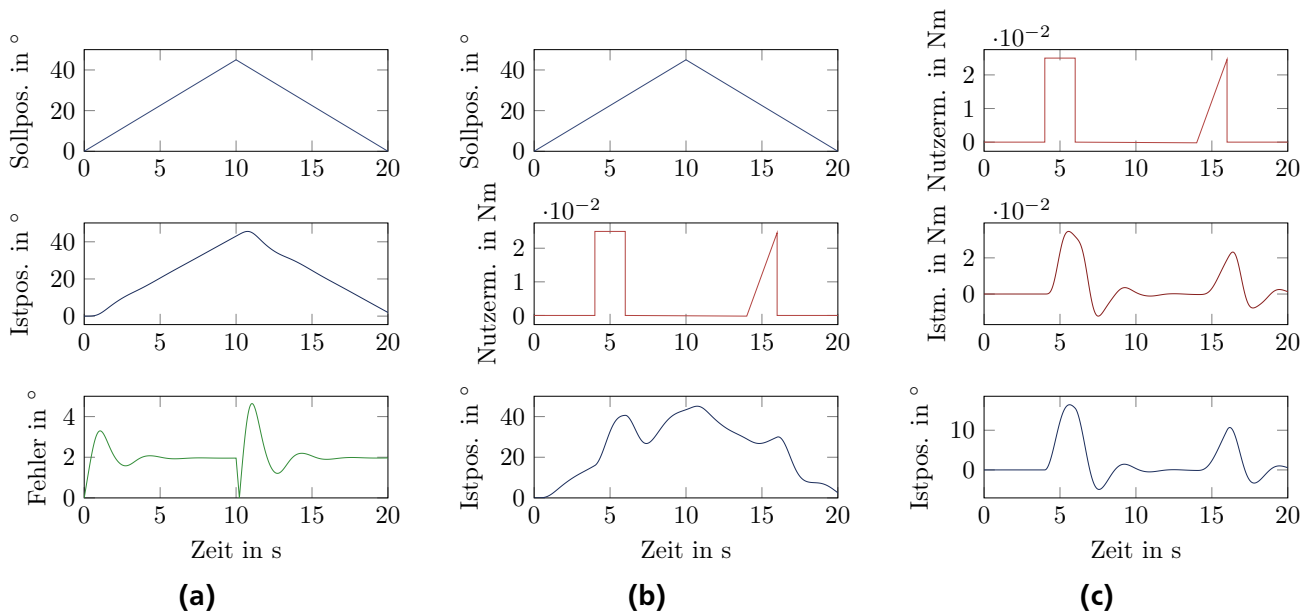


Abbildung 7.14: Simulative Evaluation der Impedanz- und Admittanzregelung des Exoskeletts. (a) Vorgabe des Gelenkwinkels in Form einer Rampenfunktion für den Impedanzregler, dessen Ausgang sowie Abweichung vom Sollwert. (b) Einfluss eines externen Momentes, bspw. durch den Nutzer eingekoppelt, auf den Winkelverlauf. (c) Vorgabe eines externen Momentes für den Admittanzregler und dessen Gelenkwinkelausgabe.

für die Regelung höher gewichtet. Um das Verhalten einer reinen Admittanzregelung des Exoskeletts zu verdeutlichen, wird die erste Achse mit $q_1 = 0^{\circ}$ in Ausgangsstellung gebracht und ein Nutzermoment von 2,5 Nm (25 mNm am Motor) aufgebracht. Durch das modellierte Feder-Masse-Dämpfer Verhalten des Manipulators reagiert das durch das Admittanz-Modell berechnete Gegenmoment verzögert und gedämpft (siehe Abbildung 7.14c, Mitte). Der sprunghafte Abfall des Nutzermomentes führt zu einem Überschwingen in die entgegengesetzte Richtung. Aus dem geschlossenen Regelkreis ergibt sich für die eingekoppelte Kraft des Nutzers eine maximale Auslenkung von 16 $^{\circ}$ und ein maximales Überschwingen von 5 $^{\circ}$ (siehe Abbildung 7.14c, unten). Bei der Auswertung der Simulationsergebnisse für die Admittanzregelung ist zu beachten, dass in der realen Anwendung das aufgebrachte Nutzermoment durch die Kompensation von Reibung und Massenträgheit des dynamischen Modelles nach kurzer Zeit wieder stark reduziert wird und somit einen Abfall der Winkelgeschwindigkeit bewirkt. Somit erhöht sich die benötigte Kraft durch den Nutzer, um die gewünschte Bewegung kontinuierlich durchzuführen. Bei der Wahl der Parameter für die Admittanzregelung muss je nach Anwendung ein Kompromiss aus dynamischer Reaktion auf das Nutzermoment und maximales Überschwingen gewählt werden.

Die vorgestellten Verfahren eignen sich ergänzend zur Endeffektorpositionierung durch Echtzeit-Trajektorienplanung aus dem vorherigen Abschnitt für einen vielseitigen Betrieb des Manipulators für die Mensch-Exoskelett-Kollaboration. Trägt der Nutzer das Exoskelett und möchte seinen Arm frei bewegen wird über die Admittanzregelung eine Kompensation der dynamischen Eigenschaften des Systems und Gewichtskraft des Armes durchgeführt. Wird von außen eine Bewegung der Gelenke vorgegeben, so folgt der Arm des Nutzers abhängig von der eingestellten Impedanz exakt der Vorgabe und lässt somit seine Bewegung kontrollieren, oder greift durch ein weich eingestelltes Systemverhalten aktiv in die Bewegung ein. Diese Interaktion verlangt ein eigenständiges Aufbringen des Gelenkmomentes über die mechanische Muskelkraft. Ist diese physische Interaktion aus medizinischen Gründen nicht möglich, kann auf Basis der im Abschnitt 5.4 vorgestellten Messung der Muskelaktivität eine kognitive Interaktion zwischen Mensch und Exoskelett umgesetzt werden. Dadurch findet eine rein mechanische Assistenz

der Bewegung durch den Manipulator statt, bei welcher der Nutzer selbst die Planung übernimmt und Kontrolle behält. Dieses Szenario wird im folgenden Abschnitt behandelt.

7.3.2 Steuerung der Gelenkposition über Muskelaktivität

Eine weitere Methode zur Positionierung des Exoskeletts im Gelenkraum durch den Nutzer basiert auf der Interpretation elektrischer Signale, welche an der Hautoberfläche bei Kontraktion eines Muskels mit geklebten Elektroden gemessen werden können. Im Vergleich zur Impedanz- oder Admittanzregelung ist für die Detektion einer Nutzerintention keine mechanische Bewegung des Armes nötig, sondern es reicht lediglich die elektrische Stimulation des Muskels auch ohne resultierende Bewegung oder aufgebracht Kraft. Dies hat den Vorteil, dass auch bei stark eingeschränkter Bewegungsfähigkeit des Armes noch eine Intention abgeleitet und diese durch das Exoskelett ausgeführt werden kann. Betrachtet man das Rohsignal einer typischen EMG Messung bei der Kontraktion des Muskels und folgenden Bewegung des Gelenkes, so wird deutlich, dass dieses nicht direkt als Stellsignal für einen Regler zur Positionierung der Achse verwendet werden kann (siehe Abschnitt 5.4). Weiterhin sind pro Gelenk mehrere Muskel(-gruppen) an der Bewegung beteiligt, welche häufig antagonistisch die Bewegungsrichtung vorgeben. Beim Ellbogengelenk gibt es somit zwei Eingangsgrößen, die elektrische Aktivität des Bizeps und des Trizeps. Seitens der Regelung des Exoskeletts stellt sich die Frage, für welchen Teil des Kaskadenregelkreises, bestehend aus Strom-, Geschwindigkeit- und Positionsregler, das EMG Signal als Stellgröße dienen kann, um eine intuitive Bedienung des Manipulators durch den Nutzer zu gewährleisten.

Bei einer Stromregelung des Motors wird die Kontraktion des Muskels in eine Entsprechende Bewegung der Drehachse durch ein aufgebrachtes Drehmoment gewandelt. Die Stabilität des Regelkreises hängt dabei maßgeblich von der Güte des dynamischen Modells ab. Da die dynamischen Eigenschaften des Manipulators für die Drehmomentregelung kompensiert werden müssen, kann es z.B. durch das modellseitige Aufbringen des Losbrechmomentes zusätzlich zu einer starken Kontraktion zu einem sehr hohen Gesamtdrehmoment als Stellwert für den Regler kommen. Daraus würde eine schnelle, unkontrollierte Bewegung der Achse folgen. Zusätzlich ist der Zusammenhang zwischen Kontraktionsintensität und resultierendem Bewegungsmuster für den Nutzer schwer nachvollziehbar, da dieser das dynamische Verhalten des Manipulators im Betrieb nicht nachvollziehen kann. Eine direkte Positionsregelung mit einem EMG Stellsignal würde lediglich eine Auslenkung des Gelenkwinkels während der Kontraktion ermöglichen. Entspannt der Muskel, kehrt das Gelenk wieder in seine Ausgangslage zurück. Vielmehr eignet sich die Regelung der Positionsänderung auf Basis des EMG Signals, da eine starke Kontraktion zu einer schnellen Auslenkung führt und ohne Aktivierung die Winkelposition gehalten wird.

Um aus dem EMG Signal eine Bewegungsintention ableiten zu können, müssen für jedes Gelenk die Aktivität aller wesentlich beteiligten Muskeln betrachtet werden. Kommt es beispielsweise zu einer maximalen Kontraktion des Agonisten, so resultiert daraus lediglich eine Bewegung des Gelenkes, wenn die Aktivität des Antagonisten geringer ausfällt. Sind beide gleich ausgeprägten Muskeln aktiv, erhöht sich dadurch nur die Drehsteifigkeit des Gelenkes, jedoch findet keine Bewegung statt. Aus den Muskelaktivitäten lassen sich somit keine diskreten Zustände für die Geschwindigkeitsregelung ableiten, da diese unscharf miteinander Verknüpft sind. Es lassen sich jedoch Regeln formulieren, welche die Bewegungsrichtung und -geschwindigkeit abhängig der Muskelaktivität beschreibt (siehe Tabelle rechts in Abbildung 7.15). Um diese Regeln zu modellieren, werden Zugehörigkeitsfunktionen gebildet, die jedem Element aus der Tabelle einen numerischen Wert als Zugehörigkeitsgrad zuordnet. Dieser Ansatz wird als Fuzzy-Logik bezeichnet und kommt vermehrt in der nichtlinearen Regelungstheorie in Form der Fuzzy-Reglung zum Einsatz. Während in der Forschung vermehrt Neuro-Fuzzy-Netzwerke für die Mustererkennung und Klassifikation von Bewegungen zu EMG Signalverläufen zum Einsatz kommen [190–194], liegt der Fokus dieser Untersuchung auf der Erkennung und Umsetzung einer Bewegungsintention aus einer Muskelkontraktion.

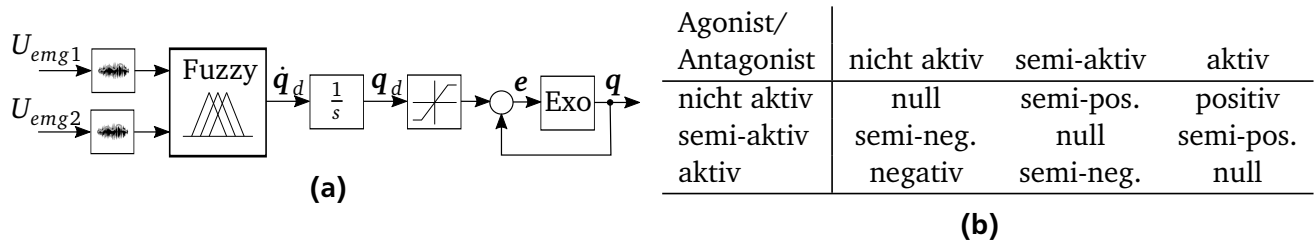


Abbildung 7.15: EMG-Fuzzy-Steuerung für die Bewegungsvorgabe des Exoskeletts. (a) Struktur der EMG-Fuzzy-Steuerung zur Bestimmung der Soll-Geschwindigkeit, sowie Integration und Beschränkung für die Positionsregelung des Exoskeletts. (b) Zuordnung der linguistischen Werte der Eingangsvariablen Muskelaktivität zu den Ausgangsvariablen Winkelgeschwindigkeit nach [179].

Fuzzy-Logik für die EMG-basierte Regelung des Exoskeletts

Eine Fuzzy-Regelung gehört zu der Klasse der nichtlinearen Regler. Dessen Entwurfsmethodik sieht vor, auf Basis menschlicher Erfahrung, Regeln zu formulieren. Diese werden daraufhin in einen Algorithmus überführt und für eine Regelung implementiert [66]. Dieser Ansatz findet Anwendung, wenn keine exakten Algorithmen für die Beschreibung der Regelstrecke vorhanden sind. Für die Implementierung einer auf EMG Sensoren basierender Regelung des Exoskeletts, wird die Regelstrecke in eine statische Nichtlinearität und ein dynamisches, lineares Übertragungssystem zerlegt (siehe Abbildung 7.15, links). Dabei wird mit Hilfe einer Fuzzy-Logik das Stellsignal für den Positionsregler des Exoskeletts ermittelt. Die Umsetzung der Fuzzy-Logik erfolgt in den drei folgenden Schritten:

- **Fuzzifizierung:** Definition der Fuzzy-Variablen und Skalierung auf den rampenförmigen Zugehörigkeitsgrad μ_f . Aufteilung des gesamten Messbereiches auf die gewählten Terme und Zuordnung der unscharfen Mengen auf die scharfen Messwerte. Wahl der Überschneidung aller Fuzzy-Sets.
- **Inferenz:** Erstellung der Regelbasis zur Verknüpfung der unscharfen Ausgangsvariablen mit den Eingangsvariablen. *Und*- und *Oder*-Verknüpfungen der Regeln durch min- und max-Operatoren. Prämisse (*Wenn*-Teil) ist dabei die Annahme, Konklusion (*Dann*-Teil) die Schlussfolgerung. Die Implikation verknüpft beide Teile. Weist der Wenn-Teil einer Regel nur *Und*-Verknüpfungen auf, spricht man von Aggregation. Bei *Oder*-Verknüpfungen spricht man von Akkumulation.
- **Defuzzifizierung:** Bestimmung eines Zahlenwertes aus der Fuzzy-Menge, bspw. mit der Flächenschwerpunktmethode. Vereinfacht wird diese Methode durch Bestimmung von *Singletons* als Fuzzy-Sets.

Im Vergleich zu einer Fuzzy-Regelung wird dabei nicht die Regelgröße als Eingangsgröße auf den Fuzzy-Regler zurückgeführt. Um das komplette Regelungsschema aufzuzeigen müsste somit der Mensch als weiteren Teil der Strecke modelliert und in der Regelkreis mitaufgenommen werden. Eine detaillierte Herleitung und Beschreibung der Fuzzy-Regelung ist in [66] zu finden. Für die vorher definierten Variablen werden mit Zugehörigkeitsfunktionen durch den gewählten Zugehörigkeitsgrad μ_f die gemessenen Spannungen des EMG Signals eines Agonisten (U_1) und Antagonisten (U_2) dem Ausgangssignal der Winkelgeschwindigkeit ω zugeordnet (siehe Abbildung 7.16). Hier ist beispielhaft die Akkumulation zweier Regeln aufgezeigt, welcher die resultierende Winkelgeschwindigkeit bei nicht aktivem Agonisten und semi-aktiven Antagonisten nach Defuzzifizierung zeigt. Implementiert man alle Regeln für den einfachen Fall zweier an einer Bewegung beteiligten Muskeln, so ergibt sich ein Kennfeld, welche das statische Verhalten der Fuzzy-Logik zur Verknüpfung der EMG Signale mit der Winkelgeschwindigkeit beschreibt (siehe Abbildung 7.17a). Der Verlauf zeigt, dass bei gleicher Muskelaktivität der beteiligten Muskeln die resultierende Geschwindigkeit gleich Null ist. Überwiegt hingegen die Aktivität eines Muskels, so

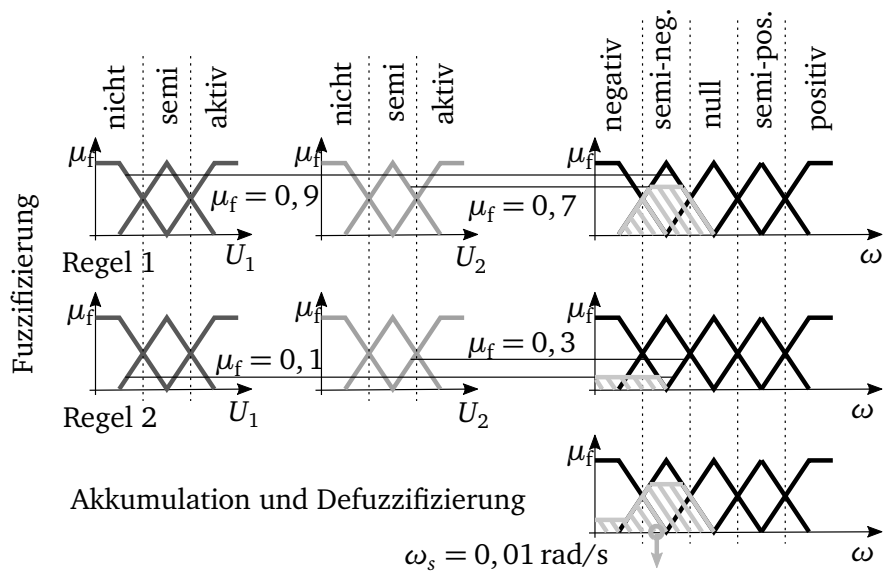


Abbildung 7.16: Auszug aus der Fuzzy-Logik mit den Eingangsvariablen EMG-Spannung und der Ausgangsvariable Winkelgeschwindigkeit. Die Zustände der Muskeln werden als unscharfe Mengen des Fuzzy-Sets definiert und aus den zuvor definierten Regeln ein Fuzzy-Modell zur Bestimmung der Ausgangsvariable über die Flächen-Schwerpunkt-Methode erstellt. Hier dargestellt ist die resultierende Winkelgeschwindigkeit bei nicht aktivem Agonisten (EMG_1) und semi-aktiven Antagonisten (EMG_2), was nach Defuzzifizierung zu einer Winkelgeschwindigkeit $\omega_s = 0,01 \text{ rad/s}$ führt.

resultiert daraus eine positive oder negative Winkelgeschwindigkeit der Drehachse. Aufgrund der hohen Varianz der gemessenen Muskelaktivität über die unterschiedlichen Nutzer und der Störempfindlichkeit durch eine unsauber Wahl der Klebepositionen der EMG-Elektroden, muss der Zusammenhang aus Muskelaktivität und Sollgeschwindigkeit vor dem Betrieb kalibriert werden. Hierzu werden die beteiligten

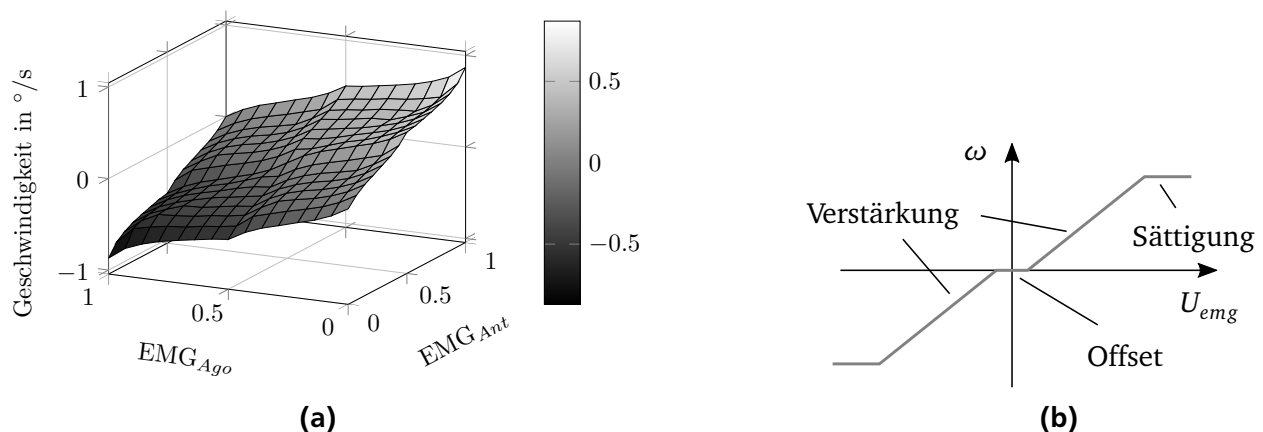


Abbildung 7.17: Zusammenhang zwischen der elektrischen Spannung der EMG-Elektroden und der Gelenkwinkelgeschwindigkeit des Exoskeletts. (a) Kennfeld zweier normierter Muskelsignale (Agonist / Antagonist) und die daraus resultierende Winkelgeschwindigkeit, normiert auf den minimalen (Schwarz) und maximalen Bereich (Weiß) der entsprechenden Achse. (b) Kalibrierung der nichtlinearen Zusammenhänge zwischen EMG-Signal U_1 und Winkelgeschwindigkeit ω durch Definition eines Offsets im Rauschbereich, Sättigung für die maximale Muskelaktivität und Verstärkung für die lineare Korrelation.

Muskeln relaxiert und maximal angespannt. In Bezug zur gemessenen Spannung wird ein Offset, eine Verstärkung und eine Sättigung zur Berechnung der Geschwindigkeit definiert (siehe Abbildung 7.17b).

Evaluierung der Fuzzy-Logik

Für die Evaluierung der implementierten Regelung mit Fuzzy-Logik, wird das dynamische Verhalten des Exoskeletts simuliert und für dessen Positionsregelung ein Sollwert vorgegeben. Für die Fuzzy-Logik werden reale EMG-Messdaten verwendet und hierzu Elektroden auf die Muskeln Bizeps und Trizeps appliziert. Bei der initialen Kalibrierung des EMG-Signals wird der Messbereich auf eine maximale Spannung von 3V eingestellt und mit einer maximalen Winkelgeschwindigkeit von $10^\circ/\text{s}$ verknüpft. Der Offset wird zu 0,1 V gewählt. Zusätzlich wird eine Winkelbegrenzung von -5° und 45° eingestellt. Der Verlauf der Winkelposition nach abwechselnder Aktivierung des Bizeps und Trizeps zeigt, dass durch Anspannung des Antagonisten (Trizeps) zunächst eine negative Winkelgeschwindigkeit aus der Fuzzy-Logik an den Regelkreis übergeben wird (siehe Abbildung 7.18). Durch das Sättigungsglied stellt sich dabei nach kurzer Zeit der stationäre Wert von -5° ein. Nach Aktivierung des Protagonisten (Bizeps) kommt es erst nach einer Verzögerung von ca. 5s zu einer positiven Auslenkung des Gelenkes, bis auch dieses in den stationären Endwert erreicht. Die Totzeit lässt sich auf Grund der verwendeten Glieder in der Simulationsumgebung erklären. Durch die Sättigung des Winkels kommt es im zeitdiskreten Integrator zu einer Akkumulation der Stellgröße (engl. Wind-up), ohne dass der Ausgangswert des Integrationsgliedes zunimmt. Nach der Aktivierung des Protagonisten wird diese Abweichung zunächst wieder stetig abgebaut, wodurch es zu der sichtbaren Verzögerung in der Auslenkung der Winkelposition kommt. Als Gegenmaßnahme wird ein zeitkontinuierlicher Integrator auf dem Echtzeitsystem implementiert, welcher bei Erreichen der Eingangsgrößenbeschränkung auf seinen letzten Wert eingefroren wird (engl. Anti-Wind-up) und somit unerwünschte Totzeiten bei der Ansteuerung des Exoskeletts verhindert werden. Der weitere Verlauf des Gelenkwinkels zeigt, dass bei ca. 50% konstanter Aktivierung des Bizeps das Gelenk eine konstante Winkeländerung von 45° in 5s vollzieht. Die Dynamik lässt sich dabei je nach Bewegungsaufgabe über den, in der Kalibrierung eingestellten, Verstärkungsfaktor wählen. Der Versuch

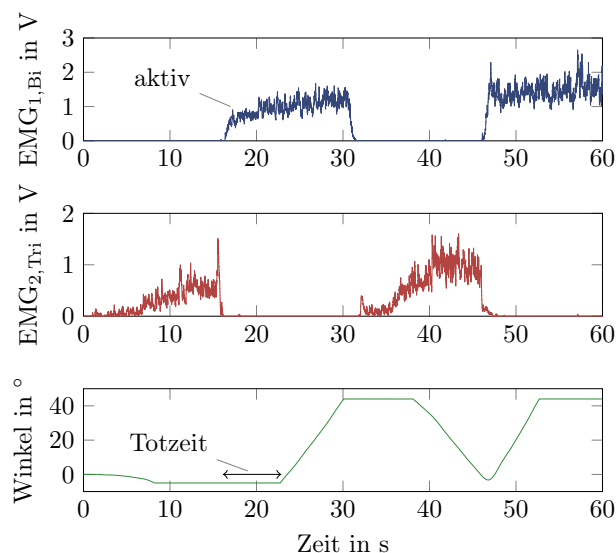


Abbildung 7.18: Simulative Evaluierung der Gelenkwinkelsteuerung mittel Fuzzy-Logik und elektrischer Muskelaktivität. Die Abwechselnde Aktivierung des Antagonisten und Agonisten führt zu einer gegenläufigen Bewegung des Gelenkwinkels. In der Simulation kommt es durch das Integrationsglied zu einer Zeitverzögerung bei Überschreiten der Gelenkwinkelbegrenzung.

zeigt, dass aus dem EMG-Signal, trotz hoher Varianz bei kontinuierlicher Kontraktion des Muskels, eine stetige Bewegung der Drehgelenke abgeleitet werden können. Somit eignet sich dieser Ansatz zur kognitiven Interaktion als aktive Steuerung des Exoskeletts durch den Nutzer für unterstützte Bewegungsaufgaben im Gelenkraum.

7.4 Zusammenfassung

Die in diesem Kapitel vorgestellten Methoden zur Bewegungsplanung und Regelung ermöglichen eine gezielte Unterstützung der oberen Extremität des Menschen durch ein Exoskelett. Hierzu werden neue Verfahren hergeleitet und evaluiert, welche die kraftbasierte Interaktion mit einem Objekt auf Basis bekannter Zielkoordinaten ermöglichen. Durch die Berücksichtigung der Nutzerintention über die Auswertung der Gelenkmomente während einer Bewegungsvorgabe wird dabei besonders auf Komfort und Sicherheit des Menschen geachtet. Somit ist es möglich auch bei Personen mit Bewegungseinschränkungen gezielte Positionierungsaufgaben des Armes wieder anzutrainieren oder bei der Ausführung dauerhaft zu unterstützen. Für eine anthropomorphe Bewegungsform werden Methoden zur Trajektorienplanung eines Exoskeletts vorgestellt und Erkenntnisse aus der Literatur in Zielfunktionen für die inverse Transformation in den Gelenkraum umgesetzt. Das Ergebnis ist eine robuste Echtzeit-Trajektorienplanung mit einer hybriden Kraft-Positionsregelung für die Umgebungsinteraktion unter Vermeidung von Gelenkstellungen in Singularitäten und Grenzbereichen.

Alternativ ermöglicht die vorgestellte Impedanzregelung eine externe Bewegungsvorgabe unter Berücksichtigung der Nutzerkraft auf Basis des dynamischen Modells und der strukturintegrierten Sensorik. Dadurch können dem Nutzer des Exoskeletts Trajektorien im Gelenkraum durch die Spiegelung der eigenen Armbewegung vorgegeben und dabei die Reproduktion der Bewegung durch die Adaption der Steifigkeit des Systems situationsabhängig definiert werden. Durch die Implementierung einer Fuzzy-Logik, kann, trotz der ungenauen EMG-Messmethode für die Muskelaktivität, eine kognitive Interaktion umgesetzt und so auch bei starker physiologischer Einschränkung die Mensch-Exoskelett-Kollaboration ermöglicht werden.



8 Anwendungen für die Mensch-Exoskelett-Kollaboration

Die untersuchten und umgesetzten Methoden zur Systemintegration von Sensorik, modellbasierter Pfadplanung und Regelung, sowie Interaktion mit dem Menschen werden im Folgenden durch praktische Versuche zur Kollaboration mit einem Exoskelett evaluiert. Es gilt das realisierte System auf Basis beispielhafter Anwendungsszenarios bei der Bewegungsassistenz zu bewerten und weitere Nutzungsmöglichkeiten aufzuzeigen. Dabei werden neben der geplanten Interaktion des Werkzeuges mit einem Objekt auch Bewegungsvorgaben für den Menschen untersucht, die eine Bewegungsintention erkennen oder durch eine Interaktionskraft auf von außen vorgegebene Trajektorien reagieren (siehe Abbildung 8.1). Zunächst wird die haptische Navigation zur Positionierung des Endeffektors zu einer Zielkoordinate und kraftgeregelter Interaktion vorgestellt. Für die Ableitung eines typischen Bewegungsablaufes sowie möglicher Bewertungskriterien der Interaktion, wird als Anwendung eine chirurgische Operation gewählt. Dazu wird das assistive Exoskelett in den Kontext aktueller Lösungen und Forschungsfragen von medizinischen Robotern gestellt und das gewählte Operationsszenario näher vorgestellt.

Anschließend werden die kognitive und physische Intentionserkennung sowohl für Bewegungsvorgaben auf Basis der implementierten Fuzzy-EMG-Steuerung am Menschen untersucht, als auch eine virtuelle Steifigkeit des Systems mittels Impedanzregelung bei äußere Bewegungsvorgabe adaptiert.

8.1 Haptische Navigation in der orthopädischen Chirurgie

Medizinische Roboter fanden in den letzten Jahren Einzug in den Operationssaal (OP) [195]. Ein weit verbreitetes System der computerassistierten Chirurgie ist das bekannte *da Vinci Surgical System* (Intuitive Surgical Inc., USA) [196]. Im Gegensatz zu industriellen Robotern mit dem Ziel den Menschen als Arbeitskraft bei schweren und sich ständig wiederholenden Aufgaben zu ersetzen oder zu unterstützen, steht bei Medizinrobotern die Assistenzfunktion im Vordergrund. So soll das medizinische Personal stets über die Entscheidungsgewalt verfügen und durch den Roboter mit ergänzende Messdaten von Computertomographen (CT) oder Magnetresonanztomographen (MRT) und vorheriger Planung in Präzision und Wiederholgenauigkeit unterstützt werden. Dadurch können Operationen mit höherer Genauigkeit

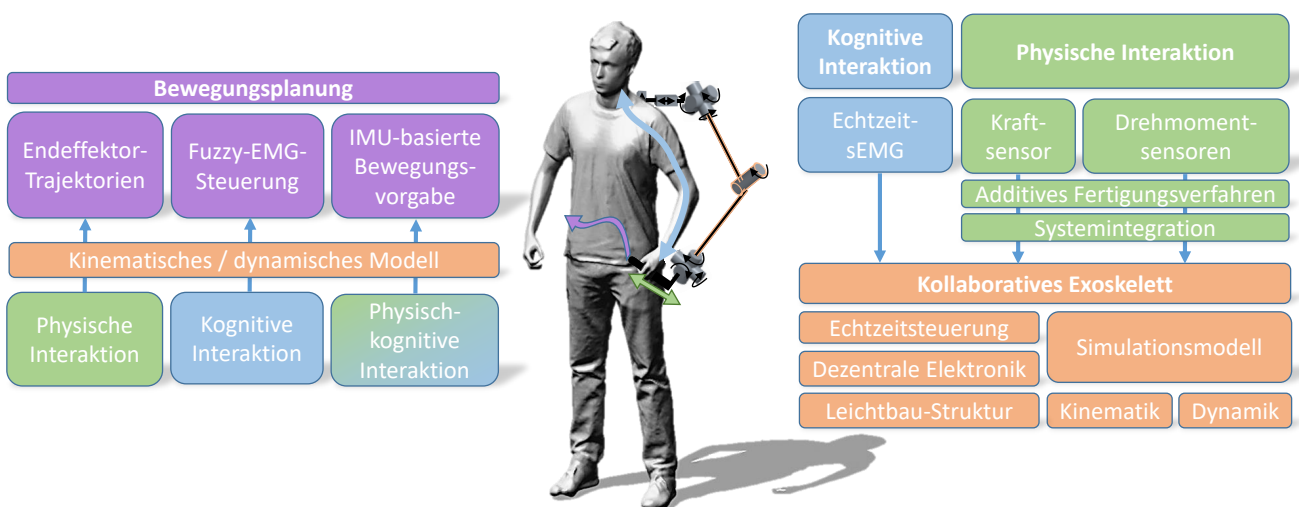


Abbildung 8.1: Struktur aus Aufbau, Sensorik, Modellierung, Planung und Regelung des realisierten Systems zur Mensch-Exoskelett-Kollaboration.

und somit geringerer Wundbildung und kürzerer Erholungszeit durchgeführt werden.

Bei der computerassistierten orthopädischen Chirurgie wurde in der Vergangenheit häufig die Anwendung von Medizinrobotern bei der Pedikelverschraubung untersucht. Durch die hohen Anforderungen einer exakten Positionierung eines Werkzeuges, sowie eine kontrollierten Einstellung der Vorschubkraft bei der Bohrung in den Wirbelkörper, eignet sich dieses medizinische Anwendungsszenario für die Evaluation der in dieser Arbeit vorgestellten Methoden zur Mensch-Exoskelett-Kollaboration besonders.

Es existieren eine Vielzahl an pathologischen Indikationen, welche eine Spondylodese (Wirbelkörperverblockung) in der orthopädischen Chirurgie erfordern [197]. Dabei werden bei einem operativen Eingriff mehrere Wirbelkörper miteinander fixiert, um eine Deformation und Instabilität der Wirbelsäule zu vermeiden [176]. Eine besondere Herausforderung stellt dabei die Positionierung der Fixations-Schrauben in den Pedikel des Wirbelkörpers, um umliegendes Gewebe und den Spinalkanal nicht zu verletzen. Dabei gilt es die Schrauben zwischen Dornfortsatz und den zwei Querfortsätzen in einem korrekten Winkel anzusetzen, damit diese durch den Wirbelbogen (Pedikel) in den Wirbelkörper gelangen können (siehe Abbildung 8.2, rechts oben). Hierbei kommt es während den Operationen häufig zu Fehlern [198], welche zu Verletzungen des Knochens, Gefäß- und zentralen Nervensystems führen können. Ein häufiger Fehler ist dabei die Durchbohrung des Pedikels in Richtung des Wirbelkanals [199]. Bei der Durchführung der Bohrung für die spätere Positionierung der Schrauben in den Wirbelkörper gibt es zwei kritische Phasen: (1) Die Bohrerspitze muss an die richtige Position in einem bestimmten Winkel auf dem Pedikel am Wirbelbogen platziert werden und (2) der Bohrervorschub muss mit einer spezifischen Kraft durchgeführt werden, um ein Verschmoren oder Verkeilen im Knochen, sowie einen Durchbruch aus dem Knochen heraus zu verhindern [200]. Ein bevorstehender Durchbruch wird durch die Detektion von Knochenschicht-Übergängen des Bohrers sowohl durch die Kraft [201], oder auch durch akustische Signale festgestellt [202]. Die Qualität der Operation hängt generell stark von den haptischen und visuellen Fähigkeiten des Chirurgen ab und wird heutzutage lediglich durch bildgebende Verfahren, wie beispielsweise Röntgen mit einem C-Bogen, unterstützt. Aus diesem Grund ist die Nachfrage nach einem robotischen System zur Verbesserung der Behandlung und damit einhergehend der Heilung groß [203]. Studien zeigen, dass der Einsatz von optoelektronischen Navigationssystemen zur genauen Positionierung des Bohrers bereits die Qualität der Behandlung verbessert [204, 205]. Zusätzlich vermindern robotische Systeme den Fehlereinfluss hervorgerufen durch Ermüdung und Tremor beim Menschen. Dabei ist die orthopädische Chirurgie prädestiniert für deren Einsatz durch die Interaktion mit regidem Knochenmaterial, wodurch sich die Zielregionen anders als bei weichem Gewebe eindeutig zuordnen lassen und mit der Zeit nicht ändern.

In der Forschung werden unterschiedliche Systeme für die roboterunterstützte Pedikelverschraubung untersucht, teils mit auf dem Knochen montierten Systemen [206, 207], handgehalten [208], verbunden mit einem Industrieroboter [209, 210] oder mit einer speziell entwickelten Kinematik [211–214]. Weiterhin existieren Systeme, welche durch Sensorik im Bohrinstrument die aktuellen Zustandsgrößen, wie Position und Vorschubkraft, aufnehmen und dem Chirurgen über ein Display visualisieren [195, 215–217]. Bei Untersuchungen zum Einsatz von chirurgischen Navigationssystemen wurde eine mittlere Abweichung von $1,78 \pm 0,81$ mm zur geplanten Bohrposition festgestellt [218].

Vergleicht man die verschiedenen Ansätze unter Berücksichtigung des Verhältnisses vom Aufwand einer Integration in den Operationssaal zum eigentlichen Nutzen für Chirurg und Patient, weisen die rein sensorischen Systeme einen klaren Vorteil gegenüber den robotischen Systemen auf. Die zusätzlichen anatomischen Informationen unterstützen den Operateur bei der präzisen Durchführung des chirurgischen Eingriffes. Bei schwerer körperlicher Arbeit und langer Operationsdauer führt die einsetzende Ermüdung zu einer Reduktion der Genauigkeit [219]. In diesem Fall eignen sich robotische Systeme, welche den Chirurgen mittels haptischer Assistenz unterstützen. Erfolgreich sind hierbei die Ansätze, welche industrielle Leichtbau-Roboter für den medizinischen Einsatz zertifizieren [220, 221]. Auch wenn zur Zeit nur wenige robotische Systeme in Operationssälen eingesetzt werden, ist dieser Bereich ein aktuelles Forschungsthema. Ein Nachteil der stationären robotischen Systeme ist, dass diese mit ihrem Arbeitsraum häufig nicht vorhandenen Platz im OP beanspruchen. Das mobile, assistive Exoskelett

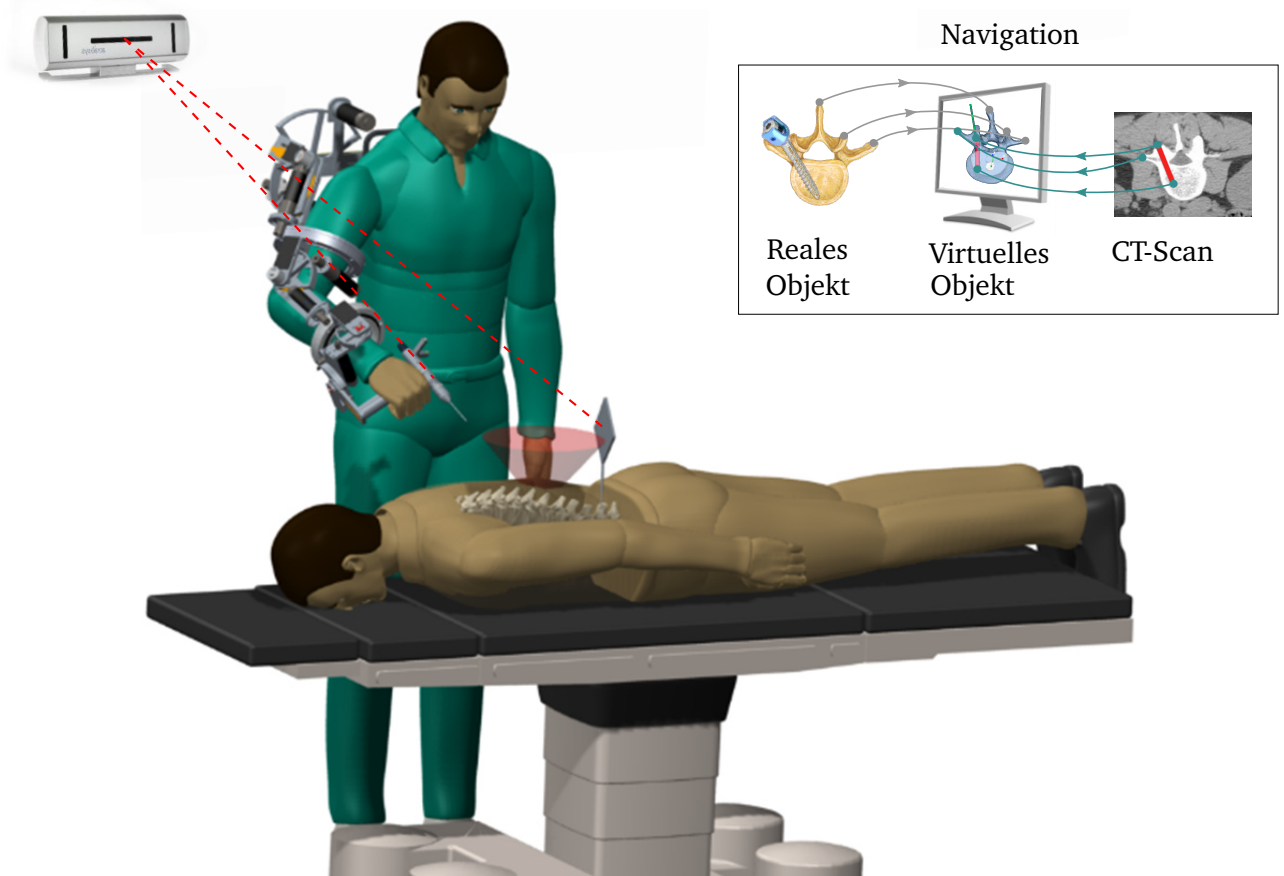


Abbildung 8.2: Operationsszenario für einen orthopädischen Eingriff mit mobilem, assistivem Exoskelett. Das virtuelle Objekt bildet das reale Objekt für die Bewegungsplanung ab. Der Bohrpfad wird im CT-Scan geplant und in das virtuelle Objekt transformiert. Die Trackingkamera ortet Position und Orientierung des realen Objektes und des Bohrers. Das Exoskelett führt den Operateur an die zuvor definierte Bohrposition, lässt jedoch Abweichungen zum geplanten Pfad zu.

als haptisches Assistenzsystem bietet daher einen originären Lösungsansatz (siehe Abbildung 8.2) [15, 222].

8.1.1 Ablauf der Operation und Evaluation der Anforderungen

Im folgenden Abschnitt wird der Ablauf der Bewegungs- und Bohraufgabe für die Anwendung des kollaborativen Exoskeletts bei einer Pedikelverschraubung beschrieben. Zunächst werden dafür die Anforderungen der spezialisierten Operation untersucht. Der Ablauf einer computerunterstützten orthopädischen Operation beginnt mit einer Abbildung des Knochens auf ein virtuelles dreidimensionales Objekt, welches über Bilder eines CT-Aufnahmen generiert wird. Für die räumliche Auflösung des virtuellen Objekts aus den digitalen Schnittbildern ist der Abstand der Ebenen ein limitierender Faktor, so dass eine Genauigkeit von ca. 0,4 mm eingehalten werden kann [223]. Zur Erstellung eines 3D-Objektes basierend auf der CT-Aufnahme wurde im Rahmen dieser Arbeit ein Programm mit graphischen Oberfläche zur nutzerfreundlichen Bedienung erstellt (siehe Abbildung 8.3 und [166]). Dabei ist es möglich, in den verschiedenen Ebenen der CT-Bilder und des 3D-Objektes sowohl translatorisch als auch rotatorisch zu navigieren, um den Eintrittspunkt sowie die Richtung des Bohrloches vorzugeben und den gewünschten Durchmesser sowie die Tiefe auszuwählen. Der Durchmesser variiert je nach verwendeter Schraube und

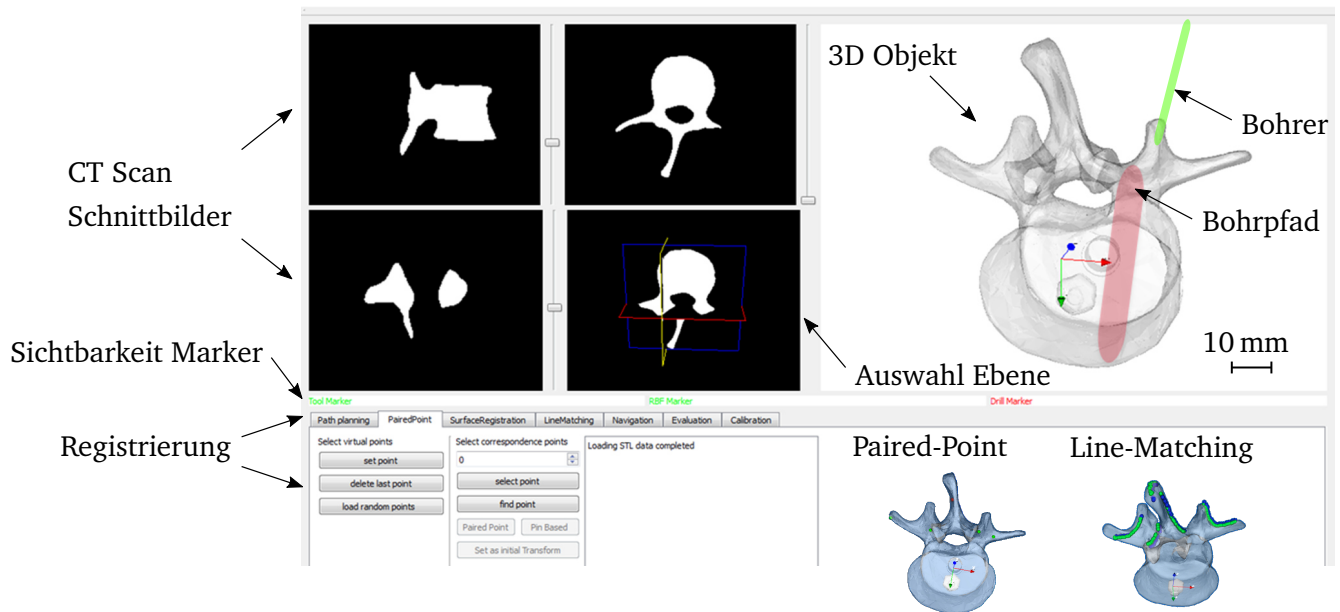


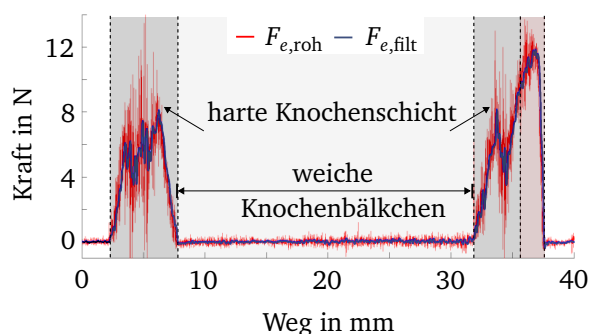
Abbildung 8.3: Graphische Benutzerumgebung für die Echtzeit-Navigation des Werkzeuges zum Zielobjekt, bestehend aus einer Bedienoberfläche zur Pfadplanung und Registrierung (links unten) und Schnittbilddarstellung und 2D-Navigation der CT-Aufnahme (links oben). Für die Evaluation der Ergebnisse beide Registrierungsverfahren Paired-Point und Line-Matching werden neben der numerischen Abweichung zwischen realem und virtuellem Objekt auch die definierten und angetasteten Punkte dargestellt (rechts unten). Das aus den CT-Daten erstellte 3D-Objekt lässt sich aus verschiedenen Richtungen betrachten. Es wird sowohl der Bohrfpfad, als auch die Bewegung des Bohrers in Echtzeit dargestellt.

Wirbelkörper zwischen 2,6 mm (Hals- und Brustwirbelsäule) und 6,9 mm (Lendenwirbelsäule) [224]. Im Anschluss erfolgt die Registrierung des realen Wirbelkörpers mit dem 3D-Objekt. Im Programm wird dazu eine geeignete Schnittebene und mindestens vier markante Punkte an der äußeren Kante des Wirbelkörpers gewählt, welche nach Öffnung des Thorax an der Wirbelsäule zugänglich sind. Diese werden nacheinander in der dreidimensionalen Darstellung markiert, sodass eine eindeutige Zuordnung des realen Wirbelkörpers stattfindet und die Punkte mit der Markerspitze angefahren werden können. Nach Abschluss des Paired-Point-Matching folgt ein zusätzliches Line-Matching, um den Registrierungsfehler zu reduzieren (siehe Abschnitt 6.2.1). In dem gewählten Szenario ist die wichtigste zu erfüllende Anforderung die Genauigkeit der durchgeführten Bohrung und somit die Position der gesetzten Schraube. Evaluiert wird der Erfolg einer Operation intra- oder postoperativ über die Bestimmung des Positionsfehlers der Schraube. Bei einer Abweichung < 2 mm ist die Bewertung positiv [225]. Fehlpositionierungen > 6 mm führen häufig zu neurologischen Schädigungen [164]. Eine weitere Anforderung an das assistive System ist die Echtzeitfähigkeit, welche die fest definierte Verzögerung eines Prozessschrittes vorschreibt [226]. Somit muss die sensorische Erfassung der Markerpositionen sowie die Koordinatentransformationen in einem vorhersehbarem Zeitrahmen ablaufen. Nimmt man für die Durchführung der Bohrung eine Vorschubgeschwindigkeit von 10 mm/s an, so ist mit einer Taktrate von 100 Hz bei einer Latenz von 10 ms noch eine Positioniergenauigkeit von 0,1 mm möglich. Für die visuelle Darstellung der Markerpositionen kann eine Taktrate für den menschlich sichtbaren Bereich von 25 Hz bis 50 Hz gewählt werden, die für den Nutzer keinen visuell sichtbaren Jitter verursacht. Die Dauer der Registrierung sollte nicht länger als 5 min betragen.

Für die Einhaltung der minimalen Bildwiederholrate, die sich aus der Abtastrate der einzelnen LEDs von 2,89 kHz pro LED und den Berechnungen der Markerpose ergibt, werden zwei Marker an das System angeschlossen und Zeitdifferenzen zwischen zwei Zeitstempeln gemessen. Es ergeben sich zwei unter-

schiedliche Szenarien für die Evaluation der Datenrate. Das erste Szenario beinhaltet die visuelle Darstellung des Pointers bzw. Bohrers auf dem Wirbelkörper in der Benutzerumgebung (siehe Abbildung 8.3 rechts oben). Das zweite überträgt die Markerpose ohne visuelle Darstellung für die Regelung an das Exoskeletts. Für den zweiten Fall ergibt sich eine durchschnittliche Latenz von 4,67 ms zwischen zwei Zeitstempeln der Messdaten, was einer Datenrate von 184,3 Hz entspricht. Dies erfüllt die Anforderung an die daraus resultierende Genauigkeit. Für die Echtzeit Darstellung der Marker in der Benutzerumgebung wird eine geringere Datenrate erwartet. Durch die graphische Darstellung des dreidimensionalen Wirbelkörpers und der sich darauf bewegendes Werkzeugspitze reduziert sich die Datenrate auf 57,8 Hz. Dies erfüllt ebenfalls die Echtzeitanforderungen für die Visualisierung während der Registrierung, da keine verzögerte Bewegung des Markers für das menschliche Auge sichtbar ist.

Die Dauer der Registrierung hängt von Expertise und Erfahrung des Operators ab, wobei die Paired-point Registrierung mit 3-5 min Dauer am deutlichsten ins Gewicht fällt. Das ist damit begründet, dass die Ausrichtung des 3D-Objektes zur Lokalisation des anzutastenden Punktes (siehe Abbildung 8.3 rechts unten) und die Zuordnung der Darstellung zum realen Objekt viel Übung verlangt. Daher ist es ratsam, sich auf die Auswahl von charakteristischen und wiederkehrenden Landmarken zu beschränken. Die Dauer des Line-Matchings ist mit ca. 2 min vergleichsweise kürzer als die der Surface Registrierung mit ca. 3 min. Die experimentellen Untersuchungen zur Bestimmung der Messunsicherheit in Abschnitt 6.2.2 zeigen, dass die Anforderungen an die Positioniergenauigkeit seitens des Navigationssystems erfüllt werden. Da der Messfehler nachgewiesenermaßen ebenfalls von der Bewegungsgeschwindigkeit der Marker abhängt, muss diese anwendungsabhängig überprüft werden. Während der Operation wird der Referenz-Marker durch die Atmung des Patienten etwa mit einer Frequenz von 0,25 Hz und Amplitude von 7,5 mm bewegt [227]. Dies entspricht einer maximalen Geschwindigkeit von 1,875 mm/s. Die Bewegungsgeschwindigkeit des Endeffektors nahe der Bohrstelle und während der Bohrung ist auf ≤ 10 mm/s beschränkt. Daher sind die auftretenden Marker-Geschwindigkeiten als unkritisch bzgl. einer Erhöhung der Messunsicherheit zu bewerten. Änderungen der Zielpose durch die Atmung werden über das Navigationssystem erkannt und durch die Echtzeit-Trajektorienplanung des Exoskelettes kompensiert. Die durchschnittliche Vorschubkraft des Bohrers in der Knochenhaut und kompakten Knochenschicht des Wirbelbogens beträgt 8 N [228], die Dichte dieser Schicht beträgt ungefähr 1900 kg m^{-3} . Die Vorschubgeschwindigkeit des Bohrers wird zwischen 0,5 mm/s bis 1,5 mm/s gewählt [229]. Trifft der Bohrer im Innern des Wirbelknochens auf das schwammartige System aus feinen Knochenbälkchen (Trabekeln), in dessen Hohlräumen sich das Knochenmark befindet, so fällt die Kraft deutlich ab und ist während des Bohrvorganges kaum messbar. Damit die Schraube an zwei Punkten einen festen Halt bekommt, muss diese wieder auf die harte Knochenhaut am anderen Ende des Wirbelkörper treffen. Zunächst wird überprüft, ob das entwickelte Bohrwerkzeug mit integrierter Sensorik den Anforderungen zur Auflösung



Schichtholz	2x 5 mm
Polystyrol	27 mm
Bohrer	Ø 4 mm
Vorschub	1 mm/s
Schwellwert	9,5 N
Butterworth w_c	0,01 rad/s

Abbildung 8.4: Kraftverlauf des strukturintegrierten Sensors bei der Bohrung mit konstanter Vorschubgeschwindigkeit in einen Probekörper. Für die Erhöhung der Sicherheit bei der Bohrung wird aus den Versuchsergebnissen die Durchbruchdetektion bei einem Schwellwert von 9,5 N über ein Mittel von 0,2 s extrahiert.

der Vorschubkraftmessung für die vorgestellte Anwendung entspricht. Dazu wird ein einachsiger Versuchsaufbau konstruiert und ein Probekörper, bestehend aus einem mehrschichtiger Verbund aus Holz, Presspappe und wieder Holz, aufgebaut. Der Bohrer wird während des Versuches mit konstanter Vorschubgeschwindigkeit senkrecht zur Oberfläche des Probekörpers verfahren, bis die Spitze die untere Seite wieder verlässt und dabei das Kraftsignal aufgenommen (Versuchsparameter siehe Tabelle rechts in Abbildung 8.4). Die Vorschubkraft steigt bei der ersten Holzschicht auf ca. 8 N an und fällt dann in der weichen Schicht auf nahe 0 N ab (siehe Abbildung 8.4, links). In der zweiten Schicht steigt kurz vor dem Austritt des Bohrers die Kraft noch einmal deutlich über 8 N, wodurch ein Schwellwert von ca. 9,5 N für die Durchbruchdetektion bei der gegebenen Materialdichte und Vorschubgeschwindigkeit definiert werden kann. Für die hybride Kraft-Positionsregelung des Exoskeletts dient diese Größe als zusätzlicher Sicherheitsfaktor zur Verhinderung des Durchbruchs bei der assistierten Operation. Der Versuch zeigt, dass sowohl der integrierte Sensor die Vorschubkraft während der Bohrung ausreichend genau auflöst und der aufgebaute Probekörper sich für weitere Untersuchungen als Knochenphantom eignet.

8.1.2 Evaluation der hybriden Kraft-Positions-Regelung bei Umgebungsinteraktion

Im nächsten Schritt wird die Interaktion des Exoskeletts mit dem Versuchsobjekt bei der Bohrung evaluiert. Neben der exakten Positionierung des Werkzeuges an der geplanten Position auf dem Objekt, ist zusätzlich der Übergang zwischen Freiraumbewegung und Kraftinteraktion zu betrachten. Besonders kritisch ist dabei die Einhaltung der Stabilitätskriterien bei der Regelung einer konstanten Vorschubkraft. Bei Kontakt der Bohrspitze auf den Wirbelkörper verlässt das Regelsystem den unbeschränkten Raum. Die wirkende Kraft F_e wird in Vorschubrichtung über den strukturintegrierten Kraftsensor gemessen. Ziel ist die Regelung der Differenzkraft ΔF aus Soll-Kraft F_d und Ist-Kraft F_e zu null. Die Kraft wird dabei aus Gründen der Stabilität nicht direkt über die Achs-Momente des Exoskeletts geregelt, sondern implizit über einen separierten Regelkreis in eine Soll-Vorschubgeschwindigkeit $v_{x,d}$ für den begrenzten Raum übersetzt (siehe Abschnitt 7.1.2). Es wird angenommen, dass F_e linear abhängig von der wirkenden Vorschubgeschwindigkeit $v_{x,e}$ ist, falls die Dichte des Materials und Bohrdrehzahl konstant sind [230]. Weiter ist durch die Nachgiebigkeit in der kinematischen Struktur des Exoskeletts mit einer dominanten Totzeit in der Regelstrecke zu rechnen. Bei plötzlichen Störungen durch sprunghafte Änderung der Kraft soll der Regler weiterhin ein kontinuierliches Geschwindigkeitsprofil abfahren. Aus den genannten Gründen eignet sich ein I-Regler, welcher bei erwartetem Streckenverhalten zwar langsam, aber dafür stationär genau die Sollgröße ausregelt. Die Vorschubgeschwindigkeit in Richtung des Bohrpfades ergibt sich zu

$$v_{x,d} = k_I \int \Delta F dt. \quad (8.1)$$

Da das Streckenverhalten durch Unsicherheiten im dynamischen Modell und Variation der Dichte des Bohrobjektes nicht vollständig bekannt ist, wird der Verstärkungsfaktor k_I durch empirische Versuche am realen Aufbau ermittelt. Ziel ist zunächst, die vorher definierten Zusammenhänge aus Kraft und Vorschubgeschwindigkeit zu evaluieren und darauf basierend einen zulässigen Faktor für k_I für unterschiedliche Kräfte F_d abzuleiten. Für den Versuch wird die Bewegung im begrenzten Raum mit Umgebungsinteraktion durchgeführt. Der Manipulator wird in eine geeignete Gelenkstellung \mathbf{q}_f gebracht (siehe Abbildung 8.5, rechts) und mit konstanter Geschwindigkeit v_x orthogonal in die Richtung eines Probekörpers mit planarer Oberfläche und annähernd konstanter Dichte ρ bewegt. Die Drehzahl des Bohrers v_e wird über die gesamte Länge des Bohrpfades s_e konstant über einen Geschwindigkeitsregler gehalten. Trifft die Bohrspitze auf die Oberfläche, erhöht sich sprunghaft das Kraftsignal und das System schaltet um auf implizite Kraftregelung (siehe Abbildung 8.5, links). Für die Parameterermittlung wird der Verstärkungsfaktor und die Vorschubkraft zunächst mit einem niedrigen Wert zu $k_I = 0,005$ und $F_d = 2\text{ N}$ gewählt. Für die Auswertung der Versuche werden als Gütekriterien die normierte mittlere

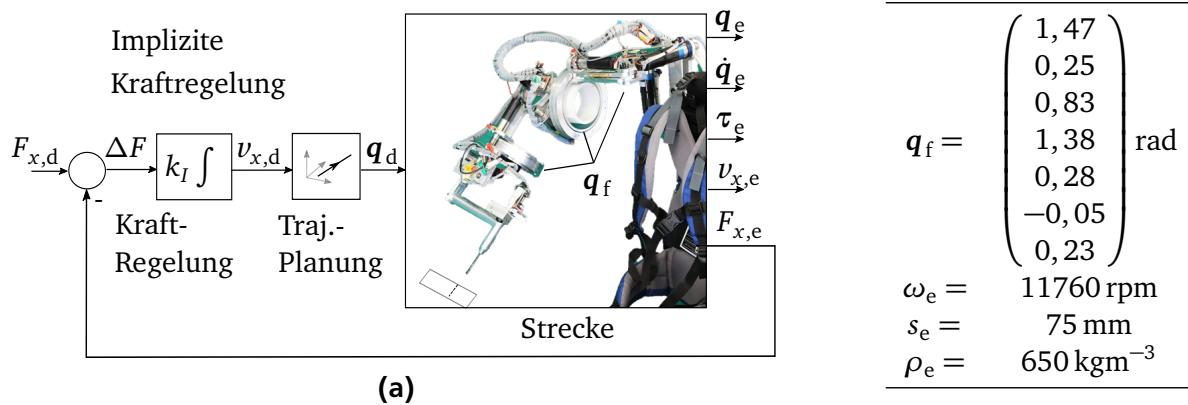


Abbildung 8.5: Implizite Kraftregelung zur Regelung des Bohrervorschubs in Abhängigkeit von der gemessenen Kraft. Die berechnete Vorschubgeschwindigkeit wird der Echtzeit-Trajektorienplanung übergeben und daraus der Verlauf der Gelenkwinkel q_d des Exoskeletts bestimmt. Zusätzlich werden die aktuelle Winkelposition q_e , -geschwindigkeit \dot{q}_e , Gelenkmomente τ_e und Bohrerdrehzahl ω_e gemessen und an das übergeordnete Regelungssystem übermittelt. Für die Reproduzierbarkeit der Messergebnisse werden die Gelenkwinkelstellungen und Bohrparameter immer gleich gewählt, siehe Tabelle rechts.

quadratische Abweichung der wirkenden Kraft F_e von der Kraftvorgabe $F_{x,d}$ in Koordinatenrichtung x, sowie deren maximales Überschwingen $|\Delta F|_{\max}$ angegeben.

Die Messung an der realen Strecke zeigt ein instabiles Regelverhalten mit einer Oszillationskreisfrequenz $\omega_s = 7,2 \text{ rad/s}$ und einem maximalen Überschwingen $|\Delta F|_{\max} = 2,3 \text{ N}$ (siehe Abbildung 8.6a). Zusätzlich ist ein Phasenversatz $\Delta\varphi = 1,66 \text{ rad}$ zwischen Kraft und Geschwindigkeit festzustellen. Dieses Verhalten widerspricht der ursprünglichen Annahme eines linearen Zusammenhangs beider Größen und stellt das gewählte Regelkonzept eines einfachen Integrationsreglers in Frage. Auch eine Anpassung des Verstärkungsfaktors k_I bietet keine Lösung. Die Zeitdifferenz von $v_{x,e}$ zu $v_{x,d}$ ist kleiner 125 ms und somit

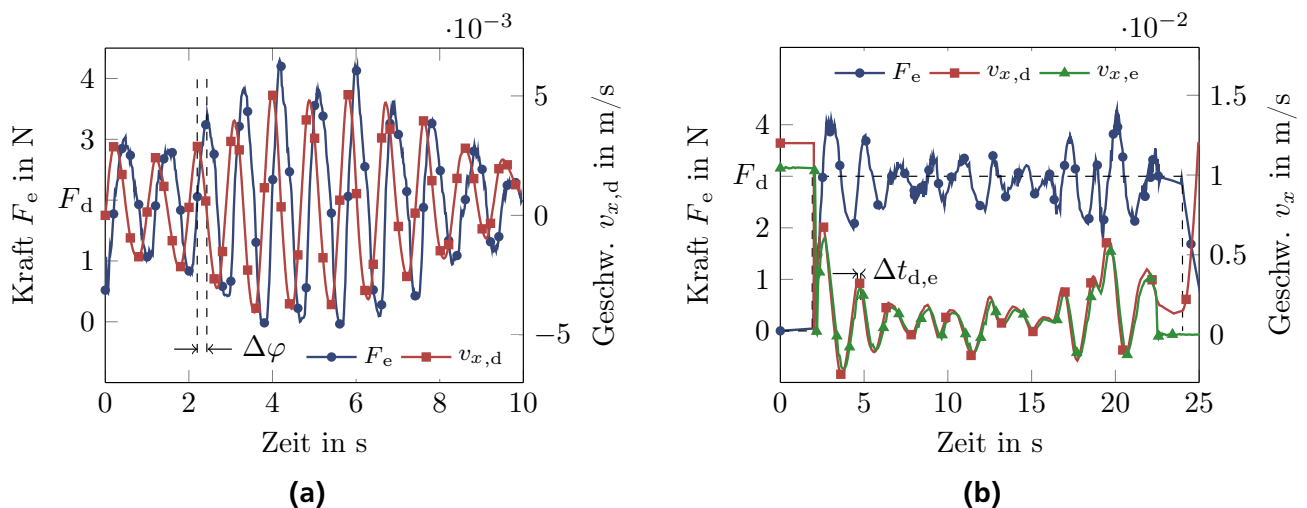


Abbildung 8.6: Evaluation der hybriden Kraft-Positionsregelung des Exoskeletts mit linearer Verknüpfung der Kraft und Vorschubgeschwindigkeit. (a) Verlauf der Kraft und Geschwindigkeit des Bohrers bei einer Kraftvorgabe von $F_e = 2 \text{ N}$. (b) Gegenüberstellung der Soll- und Istgeschwindigkeit im Vergleich zur gemessenen Vorschubkraft.

nicht für das grenzstabile Verhalten verantwortlich (siehe Abbildung 8.6b). Betrachtet man die resultierende Kraft am Endeffektor bei sich einstellender negativen Vorschubgeschwindigkeit, so ist diese trotz Rückwärtsbewegung des Manipulators $F_e > 0$. Dies lässt sich durch die Summe aller Nachgiebigkeiten des Manipulators in Vorschub-Richtung erklären, die sich zu einer unbekannten Konstante b_e zusammen fassen lässt (siehe Abbildung 8.7a).

Die Nachgiebigkeit ändert sich abhängig von allen Gelenkwinkelstellungen und ist somit schwer zu modellieren. Daher kann weiter von einem direkten Zusammenhang zwischen F_e und $v_{x,d}$ ausgegangen werden. Jedoch ist die reale Geschwindigkeit des Endeffektors durch den beschriebenen Effekt ungleich der vorgegebenen Geschwindigkeit. Auf Grund der Nachgiebigkeiten entsteht im geschlossenen Regelkreis eine Totzeit, welche zur auftretenden Oszillation führt. Eine Änderung der Endeffektorgeschwindigkeit ist trotz Änderung der Gelenkwinkelgeschwindigkeiten in diesem Bereich nicht vorhanden. Somit kann diese Störgröße auch nicht sensorisch über eine Positionsänderung detektiert werden. Vielmehr wird eine Lösung gesucht, welche durch Anpassung der Übertragungsfunktion und der zur Verfügung stehenden Kraftmessgröße zu einem stabilen Verhalten des Systems führt.

Da ein linearer Regler nicht zu dem gewünschten Ergebnis führt, wird im nächsten Schritt ein nichtlinearer Regler implementiert. Dieser soll durch eine Stellgrößenbeschränkung von $v_{x,d}$ mit $\{v_{x,d} \in \mathbb{R} \mid 0 \leq v_{x,d} \leq 0,012 \text{ ms}^{-1}\}$ ein Aufschwingen des Systems verhindern und die durch eine Stauchung des Manipulators erzeugte Vorschubkraft sichern. Fällt die wirkende Kraft unter den gegebenen Sollwert, so

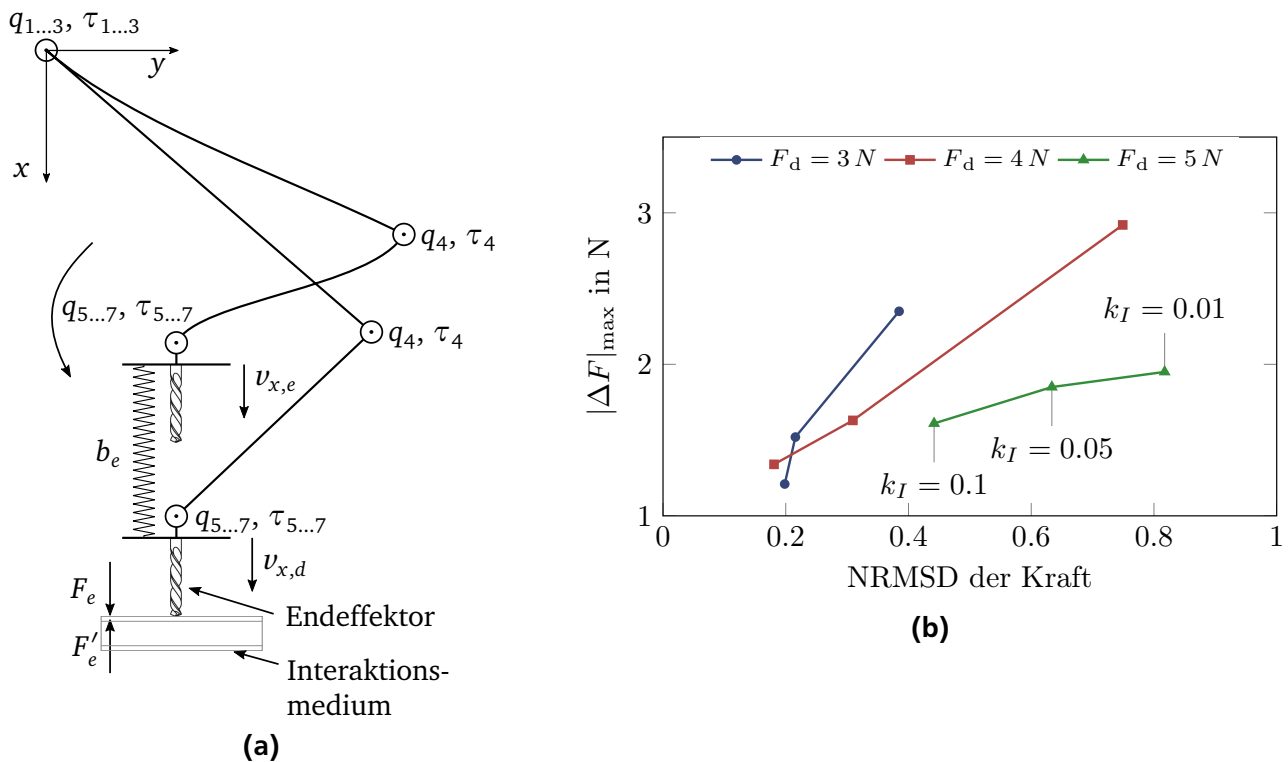


Abbildung 8.7: Analyse der Nachgiebigkeiten und der Kraft-Positions-Regelung des Exoskeletts. (a) Schematische Darstellung der Nachgiebigkeiten des Manipulators bei Umgebungsinteraktion des Endeffektors. Der Endeffektorkraft F_e wirkt eine, von der Dichte des Interaktionsmediums abhängige, Kraft F'_e entgegen. Die von den Gelenkwinkeln q und -drehmomenten τ abhängigen Nachgiebigkeiten der kinematischen Struktur können für die Kraftregelung des Endeffektors in eine translatorische Nachgiebigkeit b_e zusammengefasst werden. (b) Charakteristisches Fehlerverhalten der hybriden Kraft-Positions-Regelung mit Grenzwertbeschränkung bei Variation der Vorschubkraft und des Verstärkungsfaktors k_I bei einer Bohrung in einem Medium homogener Dichte.

wird die Vorschubgeschwindigkeit durch den Regler erhöht. Durch die Anpassung des Regelkreises wird das Systemverhalten hinsichtlich Überspringen und stationärer Genauigkeit deutlich verbessert (siehe Abbildung 8.8a). Die normierte quadratische Abweichung der Kraft wird deutlich von 0,9 auf 0,08 und das maximale Überspringen von 1,31 N auf 1 N reduziert. Bei einer Soll-Vorschubkraft von 2 N liegt das

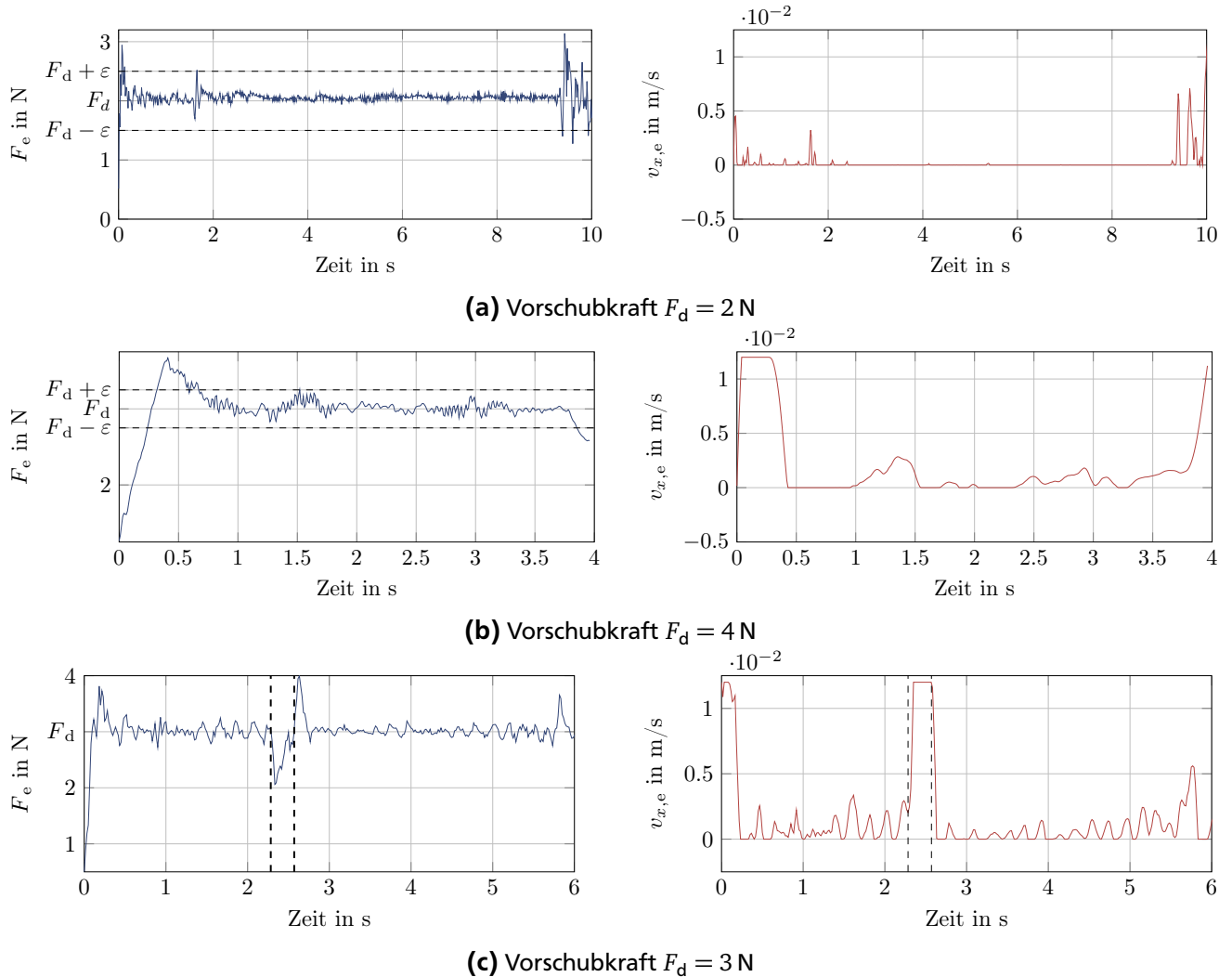


Abbildung 8.8: Zeitlicher Verlauf der Endeffektorkraft und Vorschubgeschwindigkeit des Bohrwerkzeugs bei der hybriden Kraft-Positionsregelung des Exoskeletts. (a) Ablauf der Bohrung bei einer vorgegeben Vorschubkraft von $F_d = 2$ N. Außer bei Ein- und Austritt des Bohrers ist das System stationär genau. Die berechnete Vorschubgeschwindigkeit geht über einen großen Zeitraum der Bohrung gegen null, daher wird die Bewegung nicht aktiv durch das Exoskelett unterstützt, sondern erfolgt lediglich auf Grund mechanischer Nachgiebigkeiten und Gewichtskräfte. (b) Erhöhung der Kraft auf $F_d = 4$ N führt zu eine größeren Abweichung vom stationären Endwert zu Beginn der Bohrung. Das Exoskelett bringt eine aktiven Vorschub bei der Bohrung auf. Dadurch verkürzt sich die Dauer um mehr als die Hälfte. Der konstante Vorschub reduziert bei dieser Messung das Überspringen kurz vor Austritt des Bohrers deutlich. (c) Bei der Kraft $F_d = 3$ N bleibt das System trotz Übergang in den Bereich geringer Dichte stabil. Die Geschwindigkeit erhöht sich durch den Abfall der Kraft deutlich und geht in die definierte Stellgrößenbeschränkung. Dadurch kommt es zu einer Kraftüberhöhung beim Wiedereintritt in das Medium mit hoher Dichte. Die geringe Vorschubkraft führt zu einer Überhöhung kurz vor Austritt des Bohres.

Überschwingen mit $\varepsilon = \pm 1 \text{ N}$ noch bei 100 %. Bei Betrachtung des Verlaufs der Vorschubgeschwindigkeit über den Bohrfad von 75 mm wird deutlich, dass die Sollgröße mit 2 N zu gering gewählt ist. Trotz konstanter Vorschubkraft findet keine Bewegung des Endeffektors statt (siehe Abbildung 8.8a, rechts). Das Bohrwerkzeug ist somit nicht in der Lage das Material abzutragen. Weiterhin sind im hinteren Teil des Kraft- und Geschwindigkeitsverlaufes mehrere Ausschläge mit hohen Amplituden festzustellen. An dieser Stelle bewegt sich der Bohrer zwar fort, jedoch ist das Systemverhalten mit dem gewählten Verstärkungsfaktor $k_I = 0,005$ zu träge, um die Fehler im Kraftsignal auszuregeln.

Bei Verdoppelung der Kraft auf $F_d = 4 \text{ N}$ und Erhöhung der Verstärkung auf $k_I = 0,1$ verringert sich die Dauer der Bohrung deutlich von 10 s auf 4 s. Die Genauigkeit der geregelten Vorschubkraft mit $\varepsilon = \pm 0,5 \text{ N}$ liegt in einem tolerierbaren Bereich (siehe Abbildung 8.8b). Lediglich die Dauer des ersten Überschwingens außerhalb des ε -Bereiches ist mit $t_o = 0,35 \text{ s}$ sehr hoch. Bei $n = 10$ Versuchen mit weiterer Parametervariation im stabilen Bereich zeigt sich ein Optimum bei gegebenen Medium von $F_d = 3 \text{ N}$ und $k_I = 0,1$ (siehe Abbildung 8.7b). Die Vorschubkraft muss in Abhängigkeit der Dichte gewählt werden, um Hitzentwicklung sowie ein Verkanten des Bohrers zu verhindern. Zusätzlich kann die Vorschubgeschwindigkeit und Bohrerndrehzahl reduziert werden. Eine Erhöhung des I-Anteils führt zu dynamischen Änderungen der Geschwindigkeit bei plötzlich auftretenden Störungen. Die daraus möglicherweise auftretenden Eigenschwingungen im Manipulator sowie hohe Gelenkbeschleunigungen werden mit einer Begrenzung von $k_I \leq 0,1$ verhindert.

Bei einer Bohrung in ein unbekanntes Medium ist mit einer inhomogener Dichteverteilung zu rechnen. Bei menschlichen Knochen trifft der Bohrer zunächst auf die harte, äußere Knochenschicht und geht dann über in die weiche, innere Schicht, bis er wieder auf die Äußere trifft. Um den implementierten Regler für die angepasste Strecke zu testen wird das zuvor untersuchte Knochenphantom verwendet. Für die Kraftregelung mit $F_d = 3 \text{ N}$ Vorschub werden die Verstärkungsfaktoren aus dem vorherigen Versuch (siehe Abbildung 8.7b) bei gleicher Gelenkwinkelstellung variiert. Die sprunghafte Änderung der Dichte lässt das Kraftsignal um 1 N abfallen und somit die Vorschubgeschwindigkeit auf den Maximalwert steigen (siehe Abbildung 8.8c). Für einen Verstärkungsfaktor $k_I = 0,01$ ergibt sich ein hohes maximales Überschwingen der Kraft mit $|\Delta F|_{\max} = 2,87 \text{ N}$ bei einem NRMSD von 0,5. Eine Erhöhung von k_I zeigt ein vergleichbares Verhalten des Fehlereinflusses wie bei der Bohrung in ein Medium homogener Dichte. Auch hier ist der optimale Faktor $k_I = 0,1$ mit $|\Delta F|_{\max} = 1,04 \text{ N}$ und einem NRMSD von 0,13 im Vergleich zu $|\Delta F|_{\max} = 1,13 \text{ N}$, NRMSD = 0,25 bei $k_I = 0,05$. Die Auswertung der Kräfte- und Geschwindigkeitsverläufe zeigen, dass der Übergang des Bohrers in ein Medium geringerer Dichte und die daraus resultierende Regelabweichung $F_d < -\varepsilon$ als unkritisch zu betrachten sind, da der stationäre Endwert nach kurzer Zeit wieder erreicht wird und das System weiter stabil bleibt. Beim Übergang in einen Bereich zu hoher Dichte tritt durch die gewählte Vorschubgeschwindigkeit v_x jedoch eine hohe Abweichung mit $F_d > +\varepsilon$ auf. Auch eine Änderung des I-Anteils sowie ein zusätzlich zur Regelabweichung proportionaler Faktor, ändert das Fehlverhalten nicht maßgeblich.

Ist die genaue Beschaffenheit des Interaktionsmediums bekannt, kann der Geschwindigkeitsverlauf durch einen modellbasierten Regler optimiert werden. So kann ein Überschwingen beim Übergang von Materialien unterschiedlicher Dichte reduziert werden. Ist es nicht möglich ein Modell aufzustellen, muss die Vorschubgeschwindigkeit auf $v_{x,\max} = 0,005 \text{ ms}^{-1}$ reduziert werden, um ein maximales, positives Überschwingen von $\varepsilon \leq 0,5 \text{ N}$ sicherzustellen.

Im Vergleich zu der in der Literatur genannten Vorschubkraft beim Bohren in Knochengewebe von 8 N führt die aus Stabilitätsgründen vorgenommene Reduzierung der Kraft zu einer Erhöhung der Dauer um wenige Sekunden, jedoch wird dabei ein stationärer Wert und die Verhinderung eines Durchbruchs sichergestellt. Durch die Echtzeit-Trajektorienplanung und kontinuierlichen Bestimmung der relativen Positionsabweichung des Werkzeuges zum Zielpunkt wird die Anforderung an die Positioniergenauigkeit mit einer Toleranz von $< 2 \text{ mm}$ unter Laborbedingungen eingehalten. Während der Freiraumbewegung werden, durch vom Nutzer eingekoppelte Gelenkmomente, die Winkelstellungen des Exoskeletts angepasst, ohne jedoch den Zielpfad des Endeffektors zu verlassen. Kurz vor der Interaktion mit dem Zielobjekt ist darauf zu achten, dass keine hohen Kräfte durch den Nutzer in das System eingekoppelt

werden, da die Trajektorienplanung diese bei der Bohrung nicht mehr im Nullraum ausgleicht und es somit durch die Nachgiebigkeit der kinematischen Struktur zu einer Fehlpositionierung des Endeffektors kommen kann. Die visuelle Darstellung des Bohrpfades und der aktuellen Bohrerposition in der Benutzeroberfläche hilft als ergänzende Unterstützung zur haptischen Führung bei der Positionierung des Werkzeuges.

8.2 Unterstützung für Menschen mit eingeschränkter Bewegung

Neben der haptischen Navigation zu einem definierten Zielpunkt, ermöglicht das Oberarm-Exoskelett weitere Unterstützungsformen, welche folgend durch praktische Versuche evaluiert werden. Dabei werden die implementierten Sensorsysteme und Regelungsmethoden durch Versuche mit dem assistiven Exoskelett an gesunden Probanden untersucht. Damit soll gezeigt werden, dass die simulativ ausgelegten Methoden auch in der praktischen Anwendung funktionieren. Zusätzlich sollen aus den Versuchen Rückschlüsse für den zukünftigen realen Einsatz des assistiven Exoskeletts bei der Unterstützung von gesundheitlich eingeschränkten Menschen gezogen werden. Es werden zwei Anwendungsbeispiele aufgezeigt, wobei zum einen die Bewegungsvorgabe durch den Nutzer selbst und zum anderen durch eine weitere Person vorgegeben wird.

Bewegungsvorgabe über Muskelaktivität des Nutzers

Bei eingeschränkter physiologischer Bewegungsmöglichkeit der oberen Extremitäten wird auf Basis kognitiver Bewegungsintentionen eine Unterstützung des Menschen durch das Exoskelett ermöglicht. Dafür dienen die elektrischen Signale, welche über Elektroden an der Hautoberfläche bei Aktivierung des Muskels gemessen werden. Exemplarisch wird hierbei eine Unterstützung der Bewegung des Ellbogengelenks durchgeführt. Für die Evaluation der EMG-Steuerung mittels Fuzzy-Logik wird zunächst das Leichtbau-Exoskelett angezogen und am Oberarm kurz vor dem Ellbogengelenk mit einer Manschette befestigt. Für die EMG-Messung werden Elektroden auf den Bizeps und Trizeps des Oberarms aufgebracht und auf den Nutzer eingestellt (siehe Abbildung 8.9a). Dazu wird das System auf die maximale Muskelaktivität durch volle Kontraktion kalibriert und über den Versuchsverlauf abwechselnd der Agonist und Antagonist für ca. 15 s angespannt. Die abwechselnde Muskelkontraktion führt jeweils zu einer negativen und positiven Geschwindigkeitsvorgabe, welche zunächst integriert und so in eine Sollposition für den Motorregler des Exoskeletts gewandelt wird (siehe Abbildung 8.9b).

Der Versuch zeigt, dass die Muskelaktivität durch die implementierte Fuzzy-Logik in ein Geschwindigkeitssignal umgewandelt werden kann. Abhängig von der stärkeren Kontraktion wird so die Bewegungsrichtung vorgegeben. Durch den zeitkontinuierlichen Integrator mit Eingangsgrößenbeschränkung werden die definierten Winkelbegrenzungen berücksichtigt und ein Aufintegrieren der Regelabweichung verhindert. Dadurch wird auf dem Echtzeitsystem des Exoskeletts die elektrische Aktivierung des Muskels ohne Verzögerung in eine entsprechende Armbewegung umgesetzt. Trotz hohem Rauschanteil des EMG-Signals und dynamischer Variation der Amplituden, resultiert daraus ein nahezu linearer Bewegungsverlauf des Gelenkes. Eine qualitative Auswertung der Versuche zur Positionsvorgabe im Gelenkraum mittels EMG-Signalen zeigen folgende Schlussfolgerungen auf:

- Durch geeignete Wahl des Verstärkungsfaktors lassen sich Bewegungen unter Last ausführen, auch wenn nur eine geringe Muskelaktivität vorhanden ist. Ohne Unterstützungssystem würde diese Muskelaktivität nicht für eine Bewegung des Armes ausreichen.
- Die Ansteuerung über EMG-Signale erfordert ein Training durch den Nutzer. Es muss sichergestellt sein, dass für eine Bewegungsintention die Muskelgruppen des Agonisten oder Antagonisten getrennt voneinander aktiviert werden, da sich sonst der Bewegungswunsch über die Fuzzy-Logik

aufhebt. Wird die komplette Muskelgruppe des Gelenkes angespannt, so dass daraus keine natürliche Bewegung sondern lediglich eine Erhöhung der Steifigkeit resultieren würde, findet keine Unterstützung statt.

- Durch die Unterstützung des Exoskeletts nach Aktivierung des Muskels wird diese automatisch reduziert, da die Bewegung nicht mehr vom Menschen vorgegeben sondern durch den Manipulator ausgeführt wird. Geeignet ist dieser Ansatz daher besonders bei Nutzern, welche keine ausreichende Muskelkraft trotz vorhandener Aktivierung erzeugen können.

Trotz der robusten Ansteuerung des Manipulators über die elektrische Muskelaktivierung fällt als Fazit zu den Versuchen der aufwendige Prozess, welcher durch Applikation der Elektroden und Kalibrierung des Ausgangssignals bei EMG-Messung entsteht, negativ ins Gewicht. Daher wird die Anzahl der Muskeln zur Intentionserkennung für die weiteren praktischen Untersuchungen auf jeweils einen Agonisten und einen Antagonisten begrenzt.

Bewegungsvorgabe von außen unter Berücksichtigung der Nutzerintention

In diesem Anwendungsszenario wird sowohl die Bewegung, als auch die Muskelaktivität einer Person (*Therapeut*) mit dem entwickelten IMU-basierten Bewegungserfassungssystem aufgenommen (siehe Abbildung 8.10a). Diese Information wird dann an das zentrale Rechnersystem des Leichtbau-Exoskeletts in Echtzeit übertragen. Somit wird dem Tragenden des Exoskeletts (*Patient*) eine Bewegung vorgegeben. Der Therapeut ist in der Lage, dem Patienten sowohl statische als auch dynamische Bewegungsabläufe vorzugeben, um beispielsweise die Beweglichkeit des Armes wieder herzustellen, oder bestimmte Bewegungsabläufe wieder zu erlernen. Das zusätzlich zum Gelenkwinkel aufgenommene EMG-Signal des Therapeuten an zwei antagonistischen Muskelpaaren wird mit einem modellbasierten Gelenkmoment

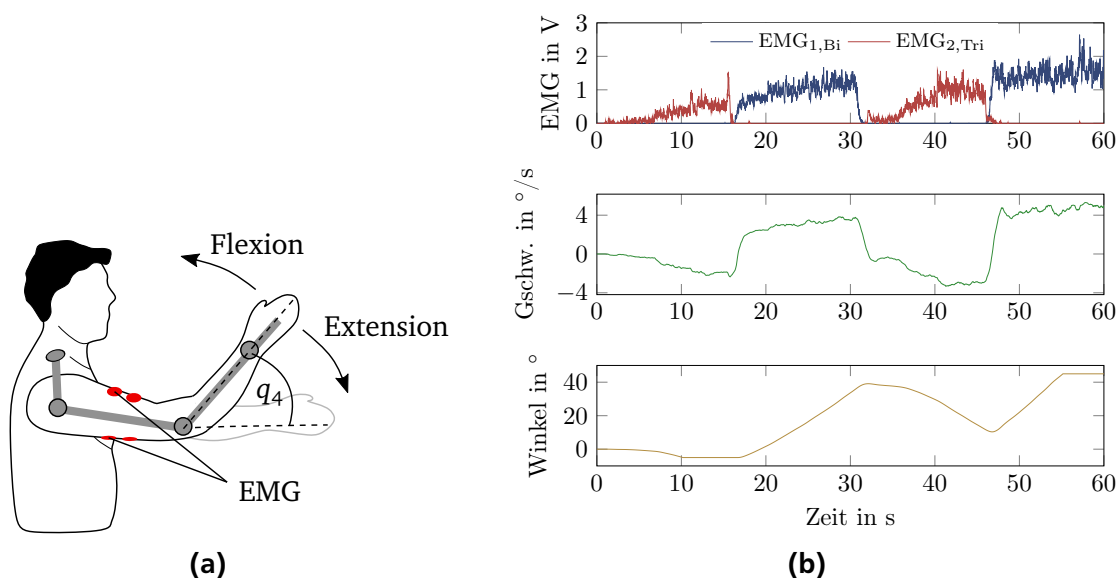


Abbildung 8.9: Praktische Evaluation der Fuzzy-EMG-Steuerung mit dem Exoskelett. (a) Positionierung der EMG-Elektroden auf den Muskeln Bizeps und Trizeps zur Messung des elektrischen Signals für die unterstützte Flexion und Extension des Ellbogengelenkes durch das Exoskelett. (b) Zeitlicher Verlauf des EMG-Signals bei abwechselnder Aktivierung des Antagonisten und Agonisten für die Auslenkung des Gelenkes. Aus den Signalen wird mit der implementierten Fuzzy-Steuerung eine Gelenkwinkelgeschwindigkeit berechnet und durch Integration in einen Sollwinkel gewandelt.

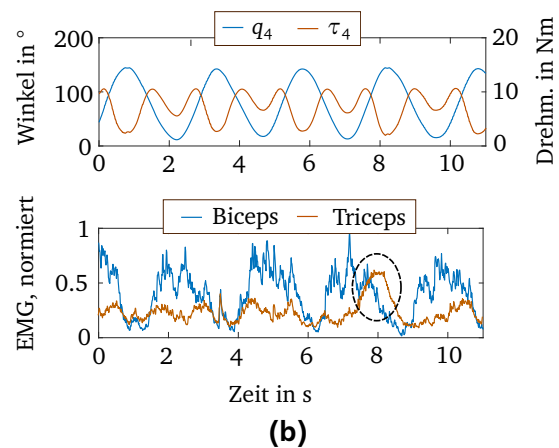
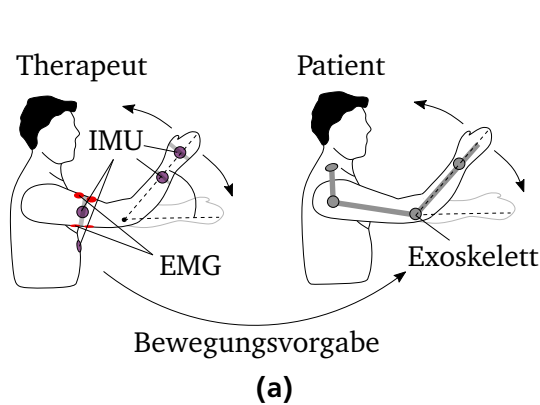


Abbildung 8.10: Bewegungsvorgabe mit IMU-basiertem Sensorsystem mit zusätzlicher Berücksichtigung der Muskelaktivität (a) Der Therapeut gibt die Gelenkwinkelverläufe des Oberarms vor, die über das Bewegungserfassungssystem bestimmt werden und der Arm des Patienten folgt diesen durch aktive Unterstützung des Exoskeletts. (b) Zeitlicher Verlauf des Winkels q_4 bei sinusförmiger Bewegung des Ellbogengelenkes (oben). Über ein Armmodell wird daraus das Gelenkmoment τ_4 bestimmt. Zeitsynchron dazu wird das EMG-Signal der Muskeln Bizeps und Trizeps aufgenommen. Bei 8 s kommt es zu einer Kokontraktion beider Muskeln.

verglichen (siehe Abbildung 8.10b). Dadurch kann ein Bereich der zulässigen Abweichung von dem vorgegebenen Gelenkwinkel definiert werden. In diesem Versuch wird die Flexion des Ellbogengelenkes entgegen der Schwerkraft des Armes durchgeführt, dadurch ist bei positiver Gelenkwinkeländerung ein deutlicher Ausschlag der EMG-Signals am Muskel Bizeps zu erkennen. Der Muskel Trizeps wird bei dieser Bewegung kaum aktiviert, da die nötige Kraft für die Extension des Gelenkes zu einem großen Teil von der Schwerkraft ausgeht. Durch den Vergleich des gemessenen EMG-Signals mit dem, das über das Modell bestimmten, Gelenkmomentes, wird die Fehleranfälligkeit der EMG-Messung validiert. Unterschreitet das normierte EMG-Signal die Hälfte des normierten maximalen Gelenkmomentes, wird dieses zur Sicherheit des Patienten nicht mehr für die Bewegungsführung genutzt. Beide EMG-Signale des Muskelpaares werden über die Messung kontinuierlich miteinander verglichen und die Kokontraktion mit der Minimumsfunktion bestimmt. Bei der Kokontraktion werden beide Agonist und Antagonist gleichzeitig angespannt. Bei ungleicher Aktivierung findet dabei trotzdem eine Bewegung statt, das Gelenk weist dabei eine höhere Steifigkeit auf. Aus dem ermittelten EMG-Signal bei gleichzeitiger Muskelaktivierung (siehe Abbildung 8.10b) wird die Steifigkeit des Exoskeletts bei der Impedanzregelung vorgegeben. Diese ermöglicht dem Nutzer des Exoskeletts durch eine physische Intentionserkennung bei Einkopplung eines Gelenkmomentes von der ursprünglich vorgegebenen Positionstrajektorie im Gelenkraum abzuweichen. Für die Evaluation der Impedanzregelung wird zunächst untersucht, wie diese einen definierten Sollwinkel am realen Exoskelett umsetzen kann. Hierfür wird ein Bereich von 0° bis 45° in Form einer Rampe als Sollwinkel vorgegeben, ohne ein externes Drehmoment einzukoppeln. Der Verlauf zeigt, dass die Istposition des Gelenkwinkels der Sollposition folgt, der Verlauf jedoch keine lineare Rampenfunktion darstellt (siehe Abbildung 8.11a). Über den Anstieg der Rampe von 0° bis 45° sind 10 Stufen zu erkennen, welche in einer maximalen Positionsabweichung von $3,4^\circ$ und einem stationären Fehler resultieren. Dies ist durch Ungenauigkeiten in der Modellierung des dynamischen Verhaltens des Exoskeletts zu begründen. Vor allem der Einfluss der Reibung und die Abhängigkeit der aktuellen Schmierung des Getriebes sorgt für die unregelmäßige Kompensation des auftretenden Haftmomentes. Das vorgegebenen Drehmoment reicht in dieser Situation nicht aus, um die Bewegung linear fortzusetzen, da das Haftmoment dieser entgegenwirkt. Übersteigt das wirkende Moment jedoch das Haftmoment, kommt es zu einem sprung-

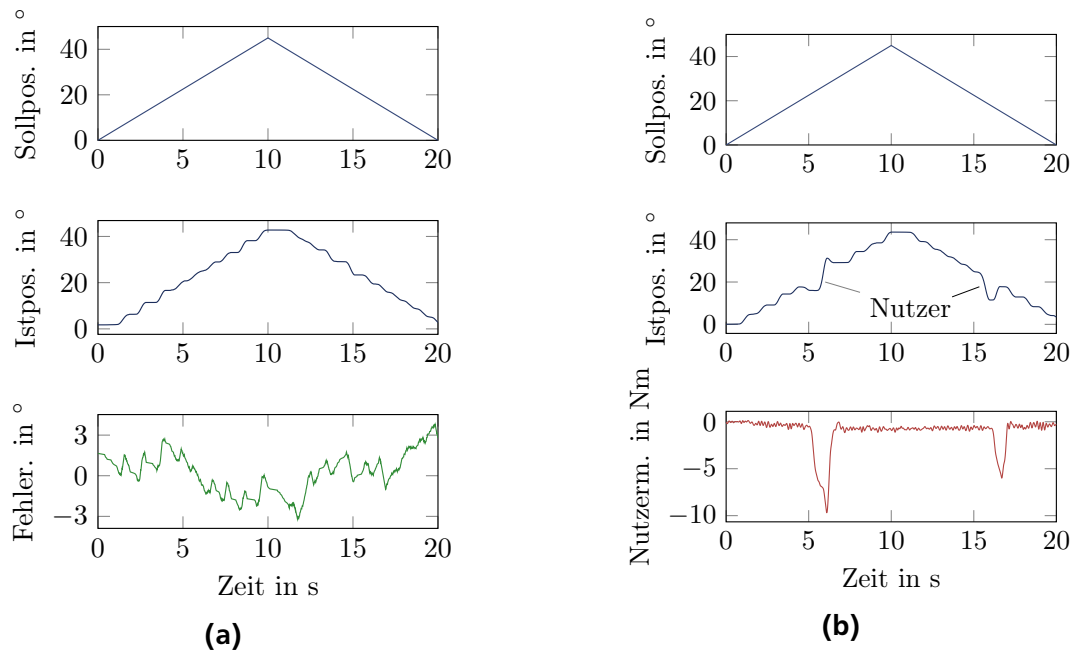


Abbildung 8.11: Evaluation der Impedanzregelung am Exoskelett. (a) Steigende und fallende Rampenfunktion als Sollwinkelvorgabe für den Impedanzregler. Das Exoskelett folgt der Vorgabe mit einer geringen Abweichung, welche mit Unsicherheiten der Modellparameter zum realen Aufbau zu begründen ist. (b) Bei Einkopplung eines Nutzermomentes in die Drehachse führt diese aufgrund der definierten Impedanzparameter zu einer Abweichung von der vorgegebenen Trajektorie.

haften Anstieg der Istposition und somit zu dem treppenförmigen Positionsverlauf.

Für den Versuch mit der Bewegungsvorgabe durch einen Therapeuten wird durch den Patienten während der Ausführung der Positionstrajektorie mit Impedanzregelung eine physische Abweichung von dem Sollwinkel initiiert. Dazu wird sowohl bei steigender als auch fallender Rampe der Sollposition ein Moment in das Gelenk einmal in Drehrichtung und einmal dagegen aufgebracht (siehe Abbildung 8.11b). Bei der über die Kokontraktion eingestellten Impedanz führt ein Gegenmoment von knapp 10 Nm zu einer Positionsabweichung von maximal 8°. Sobald das Gegenmoment nachlässt, wird die Winkelposition wieder auf die Sollposition ausgeregelt. Dabei kommt es zu einem Überschwingen von 2°. Durch Änderung der Impedanzparameter kann dabei die Auslenkung sowie das Überschwingen beeinflusst werden. Wird dabei die Steifigkeit zu gering ausgewählt, so kann bei sprunghafter Positionstrajektorie die Regelabweichung nach Einkopplung des Gegenmomentes nicht mehr stabil ausgeregelt werden. Dabei kann es zu instabilen Oszillationen und stationären Abweichungen der Istposition kommen.

Der Versuch zeigt, dass mittels der implementierten Impedanzregelung dem Nutzer im Gelenkraum eine Solltrajektorie vorgegeben werden kann, so dass der Arm dieser folgt und trotzdem eine Gegenbewegung erkannt und umgesetzt werden kann. Die von der Kokontraktion abhängige Impedanz muss dabei vor der Anwendung bezogen auf das gewünschte Trainingsverhalten experimentell bestimmt werden. Dies bietet eine zusätzliche Sicherheit für den Patienten, da hierdurch die Dynamik der Bewegung und maximalen Gelenkmomente während der Anwendung reduziert werden. Das vom Patienten aufgebrachte Drehmoment wird über die strukturintegrierten Sensoren und das dynamische Modell während der Bewegungsausführung bestimmt und dokumentiert. Dadurch kann die Akzeptanz des Assistenzsystem durch einen erhöhten Komfort gesteigert werden. Die Darstellung einer dokumentierten Leistungssteigerung über die gesamte Nutzungsdauer steigert zusätzlich die Motivation.

8.3 Zusammenfassung

In diesem Kapitel werden die zuvor hergeleiteten Verfahren zur Mensch-Exoskelett-Kollaboration für unterschiedliche Anwendungsszenarien durch praktische Versuche an den aufgebauten Systemen evaluiert (siehe Abbildung 8.12). Dafür wird zunächst die neue Form einer haptischen Navigation durch ein Exoskelett, hier am Beispiel einer orthopädischen Operation mit Bohrung in einen Knochen, vorgestellt. Die Anwendung zeigt, dass in Zukunft bei anspruchsvollen Positionieraufgaben von Werkzeugen ein Exoskelett eine sinnvolle Unterstützung durch Führung des Armes zum Zielobjekt bieten kann. Die durch den Manipulator verloren gegangene haptische Wahrnehmung wird dabei durch eine hybride Kraft-Positionsregelung bei der Interaktion mit dem Objekt kompensiert. So wird im Vergleich zur Freihandführung des Werkzeuges eine zusätzliche Sicherheit zur Einhaltung von Grenzwerten beim Bohren durch den Manipulator gegeben. Zusätzlich wird durch Kombination der integrierten Sensorsysteme und Regelungsmethoden gezeigt, dass mit dem Exoskelett weitere Unterstützungsverfahren möglich sind. So wird mit der Fuzzy-EMG-Steuerung aus der elektrische Muskelaktivität des Nutzers eine kognitive Bewegungsintention abgeleitet und dem Exoskelett eine entsprechende Gelenkbewegung vorgegeben. Durch die Anbindung des Sensorsystems an den Echtzeitrechner und Integration der Berechnungsmethoden in das übergeordnete Regelungssystem wird so die Intention ohne Verzögerung in eine Bewegung gewandelt. Eine weitere Unterstützung auf Basis des Bewegungserfassungssystems wird für Menschen mit Bewegungseinschränkungen des Armes untersucht. Durch eine Impedanzregelung ist es dabei möglich, die Steifigkeit des Systems in Abhängigkeit des Therapiefortschrittes zu wählen. Dazu kann beispielsweise die Kokontraktion der an der Bewegungsvorgabe beteiligten Muskeln genutzt werden. Das Exoskelett fühlt sich für dessen Träger elastisch an und ermöglicht so auch Abweichung von der Bewegungsvorgabe durch eine physische Interaktion.



Abbildung 8.12: Realisierte Prototypen für Untersuchungen zur Mensch-Exoskelett-Kollaboration. Die experimentell bestimmten Leistungsmerkmale der Prototypen sind in Tabelle A.2 und A.5 im Anhang gelistet. (a) 7 DoF Exoskelett zur unterstützen Führung eines Werkzeuges für die obere Extremität. Auf dem Rücken befindet sich das zentrale Steuerungssystem für Sensoren, Aktoren und die Regelung. (b) Mobiles Leichtbau-Exoskelett mit 3 DoF für die Schulter. Auf dem Rücken befindet sich der Echtzeitrechner, sowie der Energiespeicher mit Leistungselektronik. Die Elektronik für die Motorsteuerung und Sensordatenauswertung ist dezentral an den Gelenkachsen positioniert.



9 Zusammenfassung und Ausblick

In der vorliegenden Arbeit wurden Verfahren zur gezielten Ausführung von Armbewegungen des Menschen durch die Unterstützung eines Exoskeletts hergeleitet und umgesetzt. Dazu wurde erstmalig untersucht, wie die Kollaboration des Menschen mit einem, am Körper getragenen, Manipulator zur Interaktion mit Objekten durchgeführt werden kann. Das Ziel eines solchen kollaborativen Exoskeletts ist, den Menschen bei Bewegungen der oberen Extremität zu unterstützen und dabei interaktiv auf die Nutzerintention eingehen zu können.

Aktuierte Exoskelette für die oberen Extremitäten sind ein aktuelles Thema in der Forschung. Es existieren keine kommerziell erhältlichen Systeme zur aktiven Unterstützung der sieben Freiheitsgrade des Armes. Aus diesem Grund wurde für die Untersuchungen der Mensch-Exoskelett-Kollaboration ein entsprechender Prototyp systematisch entworfen und aufgebaut. Dieser Entwurf wurde für mobile Anwendungen durch den Einsatz von Leichtbau-Strukturen aus kohlenstofffaserverstärktem Kunststoff und integrierter Elektronik für die Motoren und Sensoren weiterentwickelt. Die maximalen Nennleistungen der Achsen wurden experimentell mit Gelenkwinkelgeschwindigkeiten von 3,14 rad/s und Drehmomenten von 30 Nm bestimmt. Das beste Ergebnis hinsichtlich Integrationstiefe und Modularität erzielte dabei eine dezentrale Topologie aus einzelnen Knoten für die Motorsteuerung mit Drehmomentauswertung und für die Sensorik mit Inertialsensoren und bis zu sechs EMG-Kanälen. Die lokale Positionsregelung und Sensordatenfusion in den lokalen Knoten ermöglicht ein stabiles Systemverhalten und eine robuste Erfassung der Systemzustände. Die entwickelten Elektronikplattformen kommunizieren in Echtzeit mit dem zentralen Rechnersystem, worauf die globale Pfadplanung und Regelung mit einer Taktrate von 2 kHz implementiert ist.

Auf Basis der Euler-Lagrange-Bewegungsgleichungen von Mehrkörpersystemen wurde ein dynamisches Modell des Exoskeletts aufgestellt und Verfahren zur Parameteridentifikation hergeleitet. Das entwickelte Simulationsmodell bietet dabei eine essentielle Grundlage für den Entwurf und die Optimierung von Verfahren zur Regelung und Bewegungsplanung des Systems. Zusätzlich wurden durch die Implementierung auf dem Echtzeitsystem modellbasierte Regelungsverfahren realisiert und die Zustandsgröße Nutzerintention aus den gemessenen Gelenkmomenten abgeleitet. Eine experimentelle Evaluation wies eine dynamische Abweichung des Modells vom realen System von lediglich 2 % auf.

Für die kollaborative Interaktion zwischen Mensch und Manipulator wurden verschiedene Verfahren zur Bestimmung der Nutzerintention während der dynamischen Bewegungen des Armes untersucht. Das kognitive Messverfahren auf Basis von EMG zeigt bei experimentellen Versuchen mit dem Exoskelett einen linearen Zusammenhang zwischen elektrischer Aktivität des Muskels und dem daraus resultierenden Gelenkmoment. Jedoch eignet sich dieses Verfahren, aufgrund der aufwendigen Applikation von Messelektroden und Kalibrierung, nur für kurzzeitige Unterstützungsaufgaben mit dem Exoskelett. Im Vergleich dazu hat sich die Bestimmung der physischen Interaktion auf Basis von strukturintegrierten Drehmomentsensoren in Kombination mit dem dynamischen Modell für eine kontinuierliche Intentionsbestimmung als besonders robuste Lösung erwiesen. Die Untersuchungen zur Strukturintegration von selbst entwickelten Drehmomentsensoren in die Gelenke eines Exoskeletts haben gezeigt, dass im Vergleich zur Implementierung von kommerziellen Sensoren zwar ein hoher Entwurfs- und Integrationsaufwand nötig ist, jedoch nur so die Kompaktheit für robuste mobile Assistenzsysteme erzielt werden kann. Während industrielle Kraft- und Drehmomentsensoren den Bedarf an Gewicht und Volumen der Gelenke durch entsprechende Adapter und Gehäuse ein tolerierbares Maß für die Tragbarkeit und Mobilität des Exoskeletts deutlich überschreiten, ermöglicht die Strukturintegration einen sicheren Betrieb des Systems durch Überwachung und Adaption des Bewegungsablaufes auf Basis der gemessenen Zustandsgröße. Ein experimenteller Vergleich unterschiedlicher Integrationsansätze hat gezeigt, dass ein Reaktionsmomentsensor in Kombination mit einem Wellgetriebe das beste Verhältnis aus Störgrößen-

kompensation und Kompaktheit aufweist.

Die, durch das Exoskelett verloren gegangene, haptische Wahrnehmung des Menschen bei der Interaktion mit der Umgebung wurde in dieser Arbeit durch die Entwicklung eines individuellen Kraftsensors zur Bestimmung der Vorschubkraft kompensiert. Dieser zeichnet sich besonders durch den geringen Platzbedarf bei der Integration in ein Bohrwerkzeug aus, indem der zylindrische Verformungskörper direkt um den sich drehenden Bohrer platziert wurde. Um den Fertigungsaufwand solcher Sensoren mit hohem Individualisierungsgrad zukünftig deutlich zu reduzieren, wurde ein neues Verfahren zur additiven Fertigung von Kraftsensoren entworfen und experimentell evaluiert. Die Ergebnisse zeigen, dass dreidimensionale metallische Strukturen, welche mittels LPBF Technologie hergestellt wurden, ein notwendiges lineares Übertragungsverhalten für die Messgrößeneinleitung auf den elektrischen Wandler aufweisen. Mit einem disruptiven Verfahren lassen sich so geschlossene Sensorgeometrien auf einen planaren Verformungskörper aufbauen, um individuelle Kraftsensoren für die Strukturintegration in kompakte Systeme zu realisieren.

Ein Anwendungsszenario der Mensch-Exoskelett Kollaboration ist die kontinuierliche Assistenz bei anspruchsvollen Positionieraufgaben der Hand oder eines Werkzeuges. Die Bewegungen werden auf Basis bekannter Abläufe vom Erkennen des Objektes bis hin zur direkten Interaktion mit der Umgebung im Vorfeld geplant und bei der Ausführung auf unvorhersehbare Änderungen zur Ausgangssituation adaptiert. Dafür wurden IR-LEDs in das, am Exoskelett montierte, Werkzeug integriert und in Form eines Markers auf dem Objekt angebracht und so dessen relative Posen mit einer Trackingkamera bestimmt. Um für die Bewegungsplanung einen virtuell geplanten Interaktionspfad auf das reale Objekt zu übertragen, wurden etablierte Registrierungsverfahren untersucht und mit einer neuen Methode der *Line matching* Registrierung erweitert. In praktischen Anwendungsversuchen zum Vergleich der Registrierungsverfahren wurde durch den neuen Ansatz die benötigte Dauer um ca. 30 % und der Fehler um 12,5 % reduziert. Für die Bewegungsplanung der Positionieraufgaben wurde der kartesische Arbeitsraum des Manipulators gewählt. Im Gegensatz zu der Planung im Gelenkraum kann so die natürliche Armbewegung des Menschen nachgebildet werden, um einen größtmöglichen Komfort bei der kollaborativen Bewegung zu garantieren. Dazu wurden aus der Literatur entnommene Erkenntnisse verschiedener Untersuchungen von Armbewegungen in Zielfunktionen für die Trajektorienplanung überführt und so beispielsweise eine geradlinige Bewegung mit einem parabelförmigen Geschwindigkeitsprofil umgesetzt. Zusätzlichen wurden unterbestimmte Zielposen genutzt, um eine komfortable Gelenkstellung an der Zielpose zu ermöglichen. Zur Lösung des Optimierungsproblems bei der Transformation der Endeffektortrajektorien in den Gelenkraum des redundanten Manipulators, wurden neben Zielfunktionen zur Vermeidung von singulären Stellungen und Überschreitungen von Grenzwerten auch die Nutzerintention hinzugefügt. Dadurch ist der Nutzer in der Lage, bei gemeinsamer Ausführung der Bewegung mit dem Exoskelett, von der vorgegebenen Trajektorie in den zur Verfügung stehenden Nullraum abzuweichen. Für eine vorgegebene Interaktion mit einem Objekt wurde am Beispiel einer chirurgischen Bohrung für die Pedikelverschraubung ein hybrider Kraft-Positionsregler implementiert und über experimentelle Versuche iterativ optimiert. Dabei wurde durch einen nichtlinearen Ansatz die Vorschubgeschwindigkeit in Abhängigkeit der Bohrkraft eingestellt und so ein stabiles Systemverhalten mit maximal 30 % Überschwingen bei einem inhomogenen Interaktionsmedium erreicht.

Das kollaborative Leichtbau-Exoskelett bietet, durch den hohen Integrationsgrad des Sensor-Aktor Systems, vielversprechende Einsatzmöglichkeiten in der Rehabilitation. Für die Therapie sind hierbei die spezifischen Bewegungsabfolgen einzelner Gelenke des Armes relevant. Diese Bewegung kann von einem Therapeuten vorgegeben, von Sensoren in Echtzeit erfasst und durch das Exoskelett gespiegelt werden. Eine weitere Unterstützungsform durch das Exoskelett ist durch eine kognitive Intentionserkennung des Nutzers gegeben, wodurch trotz physischer Einschränkung der Arm bewegt werden kann. Dazu wurden Bewegungsvorgaben über ein kompaktes, mobil am Körper getragenes Bewegungserfassungssystem aufgenommen und in die entsprechenden Winkelangaben des Exoskeletts transformiert. Das entwickelte Sensorsystem auf Basis von IMUs zeichnet sich durch eine intuitive Kalibrierung der einzelnen

Sensorknoten bzgl. der individuellen Positionierung am Oberkörper und der oberen Extremität aus. Der experimentell bestimmte Messfehler betrug für statische und dynamische Bewegungen 1° bzw. 3° .

Für die Umsetzung der Bewegungsvorgaben wurden in dieser Arbeit verschiedene Verfahren untersucht. Zunächst wurde eine, auf dem dynamischen Modell des Manipulators basierende, Impedanzregelung implementiert. Diese ermöglicht eine Adaption der Gelenksteifigkeiten während der Durchführung von Bewegungsabläufen im Gelenkraum. Die Abläufe wurden dabei durch das Bewegungserfassungssystem von einer zweiten Person aufgenommen und an die entsprechenden Achsen des Manipulators übertragen. Dabei erfolgte die Interpretation der Nutzerintention für eine gewünschte Abweichung zur vorgegebenen Trajektorie auf Basis des zusätzlich eingekoppelten Gelenkmomentes. In einem neuen Ansatz lässt sich dabei die Impedanz des Manipulators über die EMG-Sensorik durch Kokontraktion eines Muskelpaares dynamisch erhöhen. Des Weiteren wurde eine Fuzzy-EMG-Steuerung zur Bestimmung kognitiver Bewegungsintention untersucht. Nach einer initialen Kalibrierung des elektrischen Signals bei der Kontraktion eines Muskels, lässt sich somit auch bei eingeschränkter Mobilität der Arm durch eine Unterstützung des Exoskeletts bewegen. Die Versuche zeigten, dass, trotz fehleranfälliger EMG Messung, eine stabile und sichere Bewegungsvorgabe für den Nutzer des Exoskeletts ermöglicht werden kann.

Die experimentelle Evaluation der untersuchten Verfahren unter Laborbedingung zeigte, dass auf Basis strukturintegrierter Sensoren eine sichere und komfortable Unterstützung von Menschen mit eingeschränkter Mobilität der oberen Extremitäten ermöglicht werden kann. Für die gemeinsame Bewältigung einer Bewegungsaufgabe müssen dabei beide Akteure, Mensch und Exoskelett, im passenden Moment auf ihre Autonomie bei der Bewegungsvorgabe verzichten, um dadurch kollaborativ zu agieren.

Ausblick

Für eine zukünftige Anwendung eines kollaborativen Exoskeletts in der Rehabilitation für Personen mit eingeschränkter Mobilität müssen zunächst geeignete Bewegungsformen gemeinsam mit medizinischen Experten identifiziert werden. Dies stellt die Basis für spätere Probandenstudien dar. Die Dokumentation der vollständigen Bewegungsreichweite und der eingekoppelten Gelenkmomente durch den Patienten über die gesamte Anwendungsdauer ermöglicht dabei eine quantisierte Auswertung der Unterstützung. Zusätzlich müssen menschliche Faktoren zur Befindlichkeit in Form der Zufriedenheit und des Sicherheitsempfinden während der Anwendungen mit Patienten untersucht werden, um längerfristig eine Körperschemaintegration [231] ähnlich der Prothetik zu erreichen.

Durch das vorgestellte Leichtbau-Exoskelett mit modular erweiterbarem Sensorsystem können psychologischen Aspekte bei einer Kollaboration mit dem Menschen untersucht werden. Die psychophysiologische Kernfragestellung ist dabei, ob ein Mensch bei der Unterstützung durch ein nachgebendes Exoskelett die Rolle des Führenden oder des Geführten übernimmt [232].

Durch die Erweiterung der kinematischen Struktur für die zusätzlichen Freiheitsgrade der Hand können komplexere Bewegungsformen mit dem Greifen von Objekten untersucht werden [233]. Dabei ermöglicht das Exoskelett besonders bei physiotherapeutischen Übungen eine sinnvolle Unterstützung des Therapeuten bei der kontinuierlichen Behandlung der oberen Extremität über den gesamten Heilungsprozess. Durch die Erweiterung des Bewegungserfassungssystems um ein vibrotaktilen Feedback können Rückschlüsse über den Therapiezustand des Patienten auf Basis der aufgetragenen Muskelkraft während der Übungsausführung gezogen werden. [234].

Das in dieser Arbeit vorgestellte Verfahren zur additiven Fertigung von Kraftsensoren zeigt eine vielversprechende Alternative zu klassischen Fertigungsverfahren, insbesondere für kompakte und individuell integrierbare Kraftsensoren. Zukünftig sind hierbei disruptive Herstellungsverfahren möglich, um zunächst planare Sensoren auf Basis von Dünnschicht-DMS oder piezoresistive Messbrücken dotiert auf Silizium-Folien [135] herzustellen und darauf dreidimensionale metallische Strukturen zur Krafteinleitung durch ein additives Verfahren hinzuzufügen. Eine besondere Herausforderung stellt dabei die Wahl der Prozessparameter für die stoffschlüssige Anbindung der aufgetragenen Schichten an das Messelement und die Reduzierung der thermischen Eigenspannungen des Sensorkörpers dar [235, 236].



Refenzierte Literatur

- [1] H.-J. Buxbaum, *Mensch-Roboter-Kollaboration*. Gabler Verlag, Springer Fachmedien Wiesbaden GmbH, Jan. 2020.
- [2] S. Xie, “Advanced Robotics for Medical Rehabilitation - Current State of the Art and Recent Advances”, Jg. 108, Jan. 2016.
- [3] J. L. Pons, *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*. John Wiley und Sons, Ltd, 2008.
- [4] R. Schick, “Einsatz von Exoskeletten in der Arbeitswelt”, *Zentralblatt für Arbeitsmedizin, Arbeitsschutz und Ergonomie*, Jg. 68, Aug. 2018.
- [5] K. L. Mudie, A. C. Boynton, T. Karakolis, M. P. O’Donovan, G. B. Kanagaki, H. P. Crowell, R. K. Begg, M. E. LaFiandra und D. C. Billing, “Consensus paper on testing and evaluation of military exoskeletons for the dismounted combatant”, 11, 4th International Congress on Soldiers’ Physical Performance, Bd. 21, 2018, S. 1154–1161.
- [6] R. A. R. C. Gopura, K. Kiguchi und D. S. V. Bandara, “A brief review on upper extremity robotic exoskeleton systems”, in *6th International Conference on Industrial and Information Systems*, Aug. 2011, S. 346–351.
- [7] H. S. Lo und S. Q. Xie, “Exoskeleton robots for upper-limb rehabilitation: State of the art and future prospects”, *Medical Engineering and Physics*, Jg. 34, Nr. 3, S. 261–268, 2012.
- [8] J. C. Perry, J. Rosen und S. Burns, “Upper-Limb Powered Exoskeleton Design”, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, Jg. 12, Nr. 4, S. 408–417, Aug. 2007.
- [9] T. Otsuka, K. Kawaguchi, H. Kawamoto und Y. Sankai, “Development of upper-limb type HAL and reaching movement for meal-assistance”, in *IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, Dez. 2011, S. 883–888.
- [10] S. Roderick, M. Liszka, C. Carignan, S. Roderick, M. Liszka und C. Carignan, “Design of an arm exoskeleton with scapula motion for shoulder rehabilitation”, in *12th International Conference on Advanced Robotics*, Juli 2005, S. 524–531.
- [11] D. Naidu, R. Stopforth, G. Bright und S. Davrajh, “A Portable Passive Physiotherapeutic Exoskeleton”, *International Journal of Advanced Robotic Systems*, Jg. 9, Nr. 4, S. 137, 2012.
- [12] A. Schiele und G. Hirzinger, “A new generation of ergonomic exoskeletons - The high-performance X-Arm-2 for space robotics telepresence”, in *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Sep. 2011, S. 2158–2165.
- [13] D. Feygin, M. Keehner und R. Tendick, “Haptic guidance: experimental evaluation of a haptic training method for a perceptual motor skill”, in *10th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, März 2002, S. 40–47.
- [14] L. Lei, A. W. Tech, C. Kuah, R. Marimuthu, R. Muruganandam und W. T. Latt, “Phase-dependent control of an upper-limb exoskeleton for assistance in self-feeding”, in *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, Aug. 2015, S. 457–463.
- [16] H. Kawamoto und Y. Sankai, “Power assist method based on Phase Sequence and muscle force condition for HAL”, *Advanced Robotics*, Jg. 19, Nr. 7, S. 717–734, 1. Jan. 2005.
- [17] R. Steger, S. H. Kim und H. Kazerooni, “Control scheme and networked control architecture for the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX)”, in *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, IEEE, 2006, S. 3469–3476.

- [18] P. Letier, M. Avraam, S. Veillerette, M. Horodinca, M. De Bartolomei, A. Schiele und A. Preumont, "SAM: A 7-DOF Portable Arm Exoskeleton with Local Joint Control", in *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2008.
- [19] Harmonic Bionics. (2021). Harmony SHR, Adresse: <https://www.harmonicbionics.com/harmony-shr/rehabilitation-applications> (besucht am 21.01.2021).
- [20] Space Applications Services NV/SA. (2021). Dual Force-Feedback Arm and Hand Exoskeletons - DEXO, Adresse: <https://robotik.dfki-bremen.de/de/forschung/projekte/capio.html> (besucht am 21.01.2021).
- [21] Deutsches Forschungszentrum für Künstliche Intelligenz GmbH. (2021). Capiro - Dual-Arm-Exoskelett, Adresse: <https://robotik.dfki-bremen.de/de/forschung/projekte/capio.html> (besucht am 21.01.2021).
- [22] H. Kawamoto, K. Kamibayashi, Y. Nakata, K. Yamawaki, R. Ariyasu, Y. Sankai, M. Sakane, K. Eguchi und N. Ochiai, "Pilot study of locomotion improvement using hybrid assistive limb in chronic stroke patients", *BMC Neurology*, Jg. 13, Nr. 1, S. 141, 2013.
- [23] K. Suzuki, G. Mito, H. Kawamoto, Y. Hasegawa und Y. Sankai, "Intention-based walking support for paraplegia patients with Robot Suit HAL", *Advanced Robotics*, Jg. 21, Nr. 12, S. 1441–1469, 1. Jan. 2007.
- [24] M. Aach, O. Cruciger, M. Sczesny-Kaiser, O. Höffken, R. C. Meindl, M. Tegenthoff, P. Schwenkreis, Y. Sankai und T. A. Schildhauer, "Voluntary driven exoskeleton as a new tool for rehabilitation in chronic spinal cord injury: a pilot study", *The Spine Journal*, Jg. 14, Nr. 12, S. 2847–2853, 1. Dez. 2014.
- [25] C. Liu, H. Liang, N. Ueda, P. Li, Y. Fujimoto und C. Zhu, "Functional Evaluation of a Force Sensor-Controlled Upper-Limb Power-Assisted Exoskeleton with High Backdrivability", *Sensors*, Jg. 20, S. 6379, Nov. 2020.
- [26] N. Masud, D. Senkic, C. Smith und M. Isaksson, "Modeling and control of a 4-ADOF upper-body exoskeleton with mechanically decoupled 3-D compliant arm-supports for improved-pHRI", *Mechatronics*, Jg. 73, S. 102 406, 2021.
- [27] R. Gopura und K. Kiguchi, "Development of an Exoskeleton Robot for Human Wrist and Forearm Motion Assist", in *International Conference on Industrial and Information Systems*, 2007.
- [28] R. Gopura und K. Kiguchi, "A Human Forearm and Wrist Motion Assist Exoskeleton Robot with EMG-Based Fuzzy-Neuro Control", in *2nd IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, 2008.
- [29] R. Gopura und K. Kiguchi, "Development of a 6DOF Exoskeleton Robot for Human Upper-Limb Motion Assist", in *4th International Conference on Information and Automation for Sustainability*, 2008.
- [30] R. Gopura und K. Kiguchi, "EMG-Based Control of an Exoskeleton Robot for Human Forearm and Wrist Motion Assist", in *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2008.
- [31] A. Gupta, M. K. O'Malley, V. Patoglu und C. Bugar, "Design, Control and Performance of Rice-Wrist: A Force Feedback Wrist Exoskeleton for Rehabilitation and Training", *The International Journal of Robotics Research*, Jg. 27, S. 233–251, 2008.
- [32] Z. Kadivar, J. Sullivan, D. Eng, A. Pehlivan, M. Malley, N. Yozbatiran, J. Berliner, C. Boake und G. Francisco, "RiceWrist Robotic Device for Upper Limb Training: Feasibility Study and Case Report of Two Tetraplegic Persons with Spinal Cord Injury", *International Journal of Biological Engineering*, Jg. 2, S. 27–38, 2012.

-
- [33] A. U. Pehlivan, S. Lee und M. K. O'Malley, "Mechanical Design of RiceWrist-S: A Forearm-Wrist Exoskeleton for Stroke and Spinal Cord Injury Rehabilitation", in *4th IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, 2012.
- [34] M. Rahman, M. Saad, J. Kenné und P. Archambault, "Modeling and Development of an Exoskeleton Robot for Rehabilitation of Wrist Movements", in *IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*, 2010.
- [35] M. H. Rahman, J. P. Kenné, M. Saad und P. S. Archambault, "Exoskeleton robot for rehabilitation of elbow and forearm movements", in *18th Mediterranean Conference on Control and Automation*, 2010, S. 1567–1572.
- [36] E. Rocon, J. M. Belda Lois, A. Ruiz, M. Manto, J. Moreno und J. Pons, "Design and Validation of a Rehabilitation Robotic Exoskeleton for Tremor Assessment and Suppression", *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Jg. 15, S. 367–78, Okt. 2007.
- [37] A. Olaya, E. Rocon, F. Brunetti, L. Bueno, J. Moreno und J. Rovira, "Neurolab: a Multimodal Networked Exoskeleton for Neuromotor and Biomechanical Research", in *First International Conference on Biomedical Electronics and Devices*, Bd. 2, Jan. 2008, S. 68–73.
- [38] A. Schiele und G. Hirzinger, "A New Generation of Ergonomic Exoskeletons-The High-Performance X-Arm-2 for Space Robotics Telepresence", in *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2011.
- [39] M. Folgheraiter, B. Bongardt, J. Albiez und F. Kirchner, "Design of a Bio-Inspired Wearable Exoskeleton for Applications in Robotics", in *International Conference on Biomedical Electronics and Devices*, 14. Jan. 2009.
- [40] M. Folgheraiter, M. Jordan, S. Straube, A. Seeland, S.-K. Kim und E. Kirchner, "Measuring the Improvement of the Interaction Comfort of a Wearable Exoskeleton: A Multi-Modal Control Mechanism Based on Force Measurement and Movement Prediction", *International Journal of Social Robotics*, Jg. 4, Aug. 2012.
- [41] M. Folgheraiter, M. Jordan, J. Albiez und F. Kirchner, "A Bio-inspired Control System for a Wearable Human-Machine Interface", in *International Conference on Simulation of Adaptive Behavior*, Aug. 2012.
- [42] M. Mallwitz, N. Will, J. Teiwes und E. A. Kirchner, "The CAPIO Active Upper Body Exoskeleton and its Application for Teleoperation", 2015.
- [43] T. Opitz, "Entwurf und Realisierung eines haptischen Assistenzsystems für Herzkatheteruntersuchungen", Diss., Technische Universität, Darmstadt, Apr. 2016.
- [44] C. Neupert, "Haptische Bedieneinheit zum Einsatz in einem Teleoperationssystem für die Single-Port-Chirurgie", Diss., Technische Universität Darmstadt, Darmstadt, 2017.
- [45] S. Matich, "Parallelkinematisches Manipulationssystem zum Einsatz in der roboterassistierten Single-Port-Chirurgie", Diss., Technische Universität, Darmstadt, Mai 2019.
- [46] C. Hatzfeld, *Experimentelle Analyse der menschlichen Kraftwahrnehmung als ingenieurtechnische Entwurfsgrundlage für haptische Systeme*, Ser. EMK-Dissertationsreihe. München: Dr.-Hut-Verlag, 2013, Bd. Bd. 26.
- [47] C. Hatzfeld und T. Kern, *Engineering Haptic Devices: A Beginner's Guide*, Ser. Springer Series on Touch and Haptic Systems. Springer London, 2014.
- [48] KUKA AG. (2021). LBR iiwa, Adresse: <https://www.kuka.com/en-de/products/robot-systems/industrial-robots/lbr-iiwa> (besucht am 17.01.2021).

-
- [49] A. Albu-Schäffer, S. Haddadin, C. Ott, A. Stemmer, T. Wimböck und G. Hirzinger, "The DLR Lightweight Robot – Design and Control Concepts for Robots in Human Environments", *Industrial Robot*, Jg. 34, S. 376–385, 28. Aug. 2007.
- [50] P. Maciejasz, J. Eschweiler, K. Gerlach-Hahn, A. Jansen-Toy und S. Leonhardt, "A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation", *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, Jg. 11, S. 3, Jan. 2014.
- [51] C.-J. Yang, J. Zhang, Y.-M. Dong und Y. Zhang, "A Review of exoskeleton-type systems and their key technologies", *Proceedings of The Institution of Mechanical Engineers Part C-journal of Mechanical Engineering Science - PROC INST MECH ENG C-J MECH E*, Jg. 222, S. 1599–1612, Aug. 2008.
- [52] R. A. R. C. Gopura, D. S. V. Bandara, K. Kiguchi und G. Mann, "Developments in hardware systems of active upper-limb exoskeleton robots: A review", *Robotics and Autonomous Systems*, Jg. 75, S. 203–220, 2016.
- [53] P. Maciejasz, J. Eschweiler, K. Gerlach-Hahn, A. Jansen-Troy und S. Leonhardt, "A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation", *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, Jg. 11, Nr. 1, S. 3, 2014.
- [54] J. L. Pons, *Wearable robots: biomechatronic exoskeletons*. John Wiley & Sons, Inc, 2008.
- [55] T. D. Lalitharatne, K. Teramoto, Y. Hayashi und K. Kiguchi, "Evaluation of perception-assist with an upper-limb power-assist exoskeleton using EMG and EEG signals", in *11th IEEE International Conference on Networking, Sensing and Control*, IEEE, 2014, S. 524–529.
- [56] S. Charoenseang und S. Panjan, "Universal Exoskeleton Arm Design for Rehabilitation", *Journal of Automation and Control Engineering Vol*, Jg. 3, Nr. 6, 2015.
- [57] K. Kiguchi und Y. Hayashi, "An EMG-based control for an upper-limb power-assist exoskeleton robot", *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part B (Cybernetics)*, Jg. 42, Nr. 4, S. 1064–1071, 2012.
- [58] B. Siciliano und O. Khatib, *Springer Handbook of Robotics*. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag, 2007.
- [59] J. J. Craig und J. C. J., *Introduction To Robotics: Mechanics And Control*, 3/E. Pearson Education, 2009.
- [60] B. Siciliano, L. Sciavicco, L. Villani und G. Oriolo, *Robotics: Modelling, Planning and Control*, 1st. Springer Publishing Company, Incorporated, 2008.
- [61] M. Vukobratovic, *Dynamics and Robust Control of Robot-Environment Interaction*, Ser. New frontiers in robotics. World Scientific Publishing Company, 2009.
- [62] O. Föllinger, *Regelungstechnik : Einführung in die Methoden und ihre Anwendung*, 11. Aufl., U. Konigorski, Hrsg. Berlin: VDE - Verl., 2013.
- [63] P. Albertos und A. Sala, *Multivariable control systems : an engineering approach*, Ser. Advanced textbooks in control and signal processing. London: Springer, 2004.
- [64] J. Lunze, *Regelungstechnik 2 : Mehrgrößensysteme, Digitale Regelung*, Ser. Springer-Lehrbuch. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2010.
- [65] U. K., *Mehrgrößenreglerentwurf im Zustandsraum*. Darmstadt: Skript, 2007.
- [66] J. Adamy, *Nichtlineare Regelungen*. Springer Berlin Heidelberg, 2009.
- [67] J. Denavit und R. S. Hartenberg, "A kinematic notation for lower-pair mechanisms based on matrices", *Journal of Applied Mechanics*, Jg. 22, S. 215–221, Juni 1955.
- [68] C. Woernle, *Mehrkörpersysteme: Eine Einführung in die Kinematik und Dynamik von Systemen starrer Körper*. Springer Berlin Heidelberg, 2016.

-
- [69] D. E. Schinstock und F. T. N., “Robust inverse kinematics using damped least squares with dynamic weighting”, *NASA Technical Documents*, 1994.
- [70] H. Kielhöfer, “Die Euler-Lagrange-Gleichung”, in *Variationsrechnung: Eine Einführung in die Theorie einer unabhängigen Variablen mit Beispielen und Aufgaben*. Wiesbaden: Vieweg+Teubner, 2010, S. 11–78.
- [71] B. Tillmann, *Atlas der Anatomie*, Ser. Springer-Lehrbuch. Springer Berlin Heidelberg, 2010.
- [72] M. Schünke, E. Schulte und U. Schumacher, *Prometheus - LernAtlas der Anatomie: allgemeine Anatomie und Bewegungssystem ; 182 Tabellen*, Ser. Prometheus : LernAtlas der Anatomie / Michael Schünke; Erik Schulte; Udo Schumacher. Unter Mitarb. von Jürgen Rude. Ill. von Markus Voll; Karl Wesker. Georg Thieme Verlag, 2007.
- [73] C. Zalpour und M. Augustin, *Anatomie, Physiologie: Lehrbuch für Physiotherapeuten, Masseure/medizinische Bademeister und Sportwissenschaftler*, Ser. Für die Physiotherapie. Elsevier, Urban & Fischer, 2006.
- [74] *Ergonomie - Körpermaße des Menschen - Teil 2: Werte, DIN 33402-2:2020-12*, Beuth-Verlag, Berlin, 2020.
- [75] *Wesentliche Maße des menschlichen Körpers für die technische Gestaltung, DIN CEN ISO/TR 7250-2:2013*, Beuth-Verlag, Berlin, 2013.
- [76] National Aeronautics and Space Administration (NASA). (2020). Anthropometry and Biomechanics, Adresse: <https://msis.jsc.nasa.gov/sections/section03.htm> (besucht am 25.01.2021).
- [77] P. Ludewig, V. Phadke, J. Braman, D. Hassett, C. Cieminski und R. LaPrade, “Motion of the Shoulder Complex During Multiplanar Humeral Elevation”, *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, Jg. 91, S. 378–89, März 2009.
- [78] T. Nef und R. Riener, “Shoulder actuation mechanisms for arm rehabilitation exoskeletons”, in *2nd IEEE RAS EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, 2008, S. 862–868.
- [79] L. Leonard, D. Sirkett, G. Mullineux, G. Giddins und A. Miles, “Development of an in-vivo method of wrist joint motion analysis”, *Clinical Biomechanics*, Jg. 20, S. 166–171, 2005.
- [80] M. Esmaili, K. Gamage, E. Tan und D. Campolo, “Ergonomic considerations for anthropomorphic wrist exoskeletons: a simulation study on the effects of joint misalignment”, in *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2011.
- [81] J. F. Soechting und L. F., “Invariant Characteristics of a pointing Movement in Man”, *The Journal of Neuroscience*, Vol. 1, 1981.
- [82] P. Morasso, “Three dimensional arm trajectories”, *Biological Cybernetics*, Jg. 48, Nr. 3, S. 187–194, 1983.
- [83] T. Kaminski und A. Gentile, “Joint Control Strategies and Hand Trajectories in Multijoint Pointing Movements”, *Journal of motor behavior*, Jg. 18, S. 261–78, Okt. 1986.
- [84] H. Nagasaki, “Asymmetric velocity and acceleration profiles of human arm movements”, *Experimental Brain Research*, Jg. 74, S. 319–326, 1989.
- [85] H. Cruse, “Constraints for joint angle control of the human arm”, *Biological Cybernetics*, Jg. 54, Nr. 2, S. 125–132, Juni 1986.
- [86] H. Cruse und M. Brüwer, “The human arm as a redundant manipulator: The control of path and joint angles”, *Biological Cybernetics*, Jg. 57, S. 137–44, Feb. 1987.
- [87] H. Cruse, W. Erhard, M. Brüwer, P. Brockfeld und A. Dress, “On the cost functions for the control of human arm movements”, *Biological Cybernetics*, Jg. 62, S. 519–28, Feb. 1990.

-
- [88] J. L. Morse, M.-C. Jung, G. R. Bashford und M. S. Hallbeck, "Maximal dynamic grip force and wrist torque: The effects of gender, exertion direction, angular velocity, and wrist angle", *Applied Ergonomics*, Jg. 37, S. 737–742, 2006.
- [89] National Aeronautics and Space Administration (NASA). (2020). Human Performance Capabilities - Kinesthesia, Adresse: https://msis.jsc.nasa.gov/sections/section04.htm#_4.6_KINESTHESIA (besucht am 25.01.2021).
- [90] J. Rosen, J. C. Perry, N. Manning, S. Burns und B. Hannaford, "The human arm kinematics and dynamics during daily activities - toward a 7 DOF upper limb powered exoskeleton", in *12th International Conference on Advanced Robotics*, 2005, S. 532–539.
- [91] S. Kassner, *Haptische Mensch-Maschine-Schnittstelle für ein laparoskopisches Chirurgie-System*, Ser. EMK-Dissertationsreihe. München: Verlag Dr. Hut, 2013, Bd. 28.
- [92] T. Würtz, C. May, B. Holz, C. Natale, G. Palli und C. Melchiorri, "The twisted string actuation system: Modeling and control", in *IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, 2010, S. 1215–1220.
- [94] R. Müller, "Leichtbuantriebe mit hohen Kräften für Orthesengelenke", Diss., Technische Universität, Darmstadt, 2017.
- [95] H. Schürmann, *Konstruieren mit Faser-Kunststoff-Verbunden*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, Jan. 2007, S. 672.
- [98] P. Pott, S. Wolf, J. Block, S. Drongelen, M. Grün, D. Heitzmann, J. Hielscher, A. Horn, R. Müller, O. Rettig, U. Konigorski, R. Werthschützky, H. Schlaak und T. Meiss, "Knee-ankle-foot orthosis with powered knee for support in the elderly", *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine*, Jg. 231, Mai 2017.
- [99] EtherCAT Technology Group. (2021). Ethernet Fieldbus - EtherCAT, Adresse: <https://www.ethercat.org/en/technology.html> (besucht am 27.01.2021).
- [101] R. Markert und N. Norrick, *Einführung in die Technische Mechanik*, Ser. Berichte aus der Mechanik. Shaker, 2015.
- [102] M. Ruderman, "Zur Modellierung und Kompensation dynamischer Reibung in Aktuatorssystemen", Diss., Aug. 2012.
- [103] R. Isermann und M. Münchhof, *Identification of Dynamic Systems: An Introduction with Applications*. Springer Berlin Heidelberg, Jan. 2011.
- [104] R. Hooke, *Lectures de potentia restitutiva, or of spring explaining the power of springing bodies*, 6. John Martyn, 1678.
- [105] H. Tränkler und L. Reindl, *Sensortechnik: Handbuch für Praxis und Wissenschaft*, Ser. VDI-Buch. Springer Berlin Heidelberg, 2015.
- [106] E. Hering und G. Schönfelder, Hrsg., 2nd, Ser. Praxis. Wiesbaden, 2018.
- [107] S. Keil, *Dehnungsmessstreifen*. Springer Fachmedien Wiesbaden, 2017.
- [108] R. Lerch, *Elektrische Messtechnik : analoge, digitale und computergestützte Verfahren*, 6., neu bearb. Aufl., Ser. Springer-Lehrbuch. 2012.
- [109] E. Baumann, *Elektrische Kraftmesstechnik*. VEB Verlag Technik, Berlin, 1976.
- [110] J. Lotichius, "Modellbildung der Messunsicherheit resistiver Sensorsysteme", Diss., Technische Universität, Darmstadt, 2017.
- [118] Bureau International Poids et Mesures, *Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement*, 2008.

-
- [121] J. F. K. Rausch, *Entwicklung und Anwendung miniaturisierter piezoresistiver Dehnungsmesselemente*. Dissertation, Technische Universität Darmstadt. Verl. Dr. Hut, München, Juli 2012.
- [122] K. Hoffmann, *Hinweise zur Installation von Dehnungsmessstreifen (DMS)*, 3. erweiterte Fassung, Ser. Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH. 1984.
- [123] R. Bandorf, H. Gerdes, U. Heckmann, G. Bräuer und M. Petersen, “Hochempfindliche Dünnschicht-Dehnungsmessstreifen auf technischen Bauteilen”, in *16. GMA/ITG-Fachtagung Sensoren und Messsysteme*, 23. Mai 2012, S. 423–434.
- [124] S. B. Kesner und R. D. Howe, “Design Principles for Rapid Prototyping Forces Sensors Using 3-D Printing”, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, Jg. 16, Nr. 5, S. 866–870, 2011.
- [125] M. Kusic, N. Blaz, L. Zivanov und M. Damnjanovic, “Elastomer based force sensor fabricated by 3D additive manufacturing”, *AIP Advances*, Jg. 10, Nr. 1, S. 015 017, 2020.
- [126] M. Saari, B. Xia, B. Cox, P. S. Krueger, A. L. Cohen und E. Richer, “Fabrication and analysis of a composite 3D printed capacitive force sensor”, *3D Printing and Additive Manufacturing*, Jg. 3, Nr. 3, S. 136–141, 2016.
- [127] D. Maddipatla, X. Zhang, A. Bose, S. Masihi, M. Panahi, V. Palaniappan, B. Narakathu, B. Bazuin und M. Atashbar, “Development of a flexible force sensor using additive print manufacturing process”, in *IEEE International Conference on Flexible and Printable Sensors and Systems*, IEEE, 2019, S. 1–3.
- [128] J. Kruth, P. Mercelis, J. V. Vaerenbergh, L. Froyen und M. Rombouts, “Binding mechanisms in selective laser sintering and selective laser melting”, *Rapid Prototyping Journal*, Jg. 11, Nr. 1, S. 26–36, 1. Feb. 2005.
- [129] I. Campbell, O. Diegel, J. Kowen und T. Wohlers, *3D printing and additive manufacturing state of the industry: annual worldwide progress report*. Wohlers Associates, 2018.
- [130] L. E. Murr, S. M. Gaytan, D. A. Ramirez, E. Martinez, J. Hernandez, K. N. Amato, P. W. Shindo, F. R. Medina und R. B. Wicker, “Metal fabrication by additive manufacturing using laser and electron beam melting technologies”, *Journal of Materials Science & Technology*, Jg. 28, Nr. 1, S. 1–14, 2012.
- [131] M. Ziaee und N. B. Crane, “Binder jetting: A review of process, materials, and methods”, *Additive Manufacturing*, Jg. 28, S. 781–801, 2019.
- [133] E. Abele, H. A. Stoffregen, M. Kniepkamp, S. Lang und M. Hampe, “Selective laser melting for manufacturing of thin-walled porous elements”, *Journal of Materials Processing Technology*, Nr. 215, S. 114–122, 2015.
- [134] M. Kniepkamp, J. Fischer und E. Abele, “Dimensional accuracy of small parts manufactured by micro selective laser melting”, in *26th Annual International Solid Freeform Fabrication Symposium*, 2016.
- [135] J. Rausch, C. Hatzfeld, R. Karsten, R. Kraus, J. Millitzer und R. Werthschützky, “Strain measurement on stiff structures: experimental evaluation of three integrated measurement principles”, *Journal of Smart Materials and Structures*, Nr. 21, 2012.
- [136] H. Stoffregen, J. Fischer, C. Siedelhofer und E. Abele, “Selective laser melting of porous structures”, in *Solid Freeform Fabrication Proceedings*, 2011, S. 680–695.
- [137] E. Abele, H. Stoffregen, K. Klimkeit, H. Hoche und M. Oechslner, *Optimization of process parameters for lattice structures*, 2015.
- [138] E. Abele und M. Kniepkamp, “Analysis and optimization of vertical surface roughness in micro selective laser melting”, *Journal of Surface Topography: Metrology and Properties*, Nr. 3, 2015.

-
- [139] R. Branco, J. Costa, F. Berto, S. Razavi, J. Ferreira, C. Capela, L. Santos und F. Antunes, “Low-cycle fatigue behaviour of AISI 18Ni300 maraging steel produced by selective laser melting”, *Metals*, Jg. 8, Nr. 1, S. 32, 2018.
- [140] G. Zhou, Y. Wang und L. Cui, “Biomedical Sensor, Device and Measurement Systems”, in *Advances in Bioengineering*, InTech, 2015.
- [141] R. Merletti, A. Botter und U. Barone, “Detection and conditioning of surface EMG signals”, in *Surface Electromyography: Physiology, Engineering, and Applications*, John Wiley & Sons, Inc., New Jersey, 2016, S. 54–86.
- [142] A. V. Hill, “The Heat of Shortening and the Dynamic Constants of Muscle”, *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, Jg. 126, S. 136–195, Okt. 1938.
- [143] R. A. R. C. Gopura, K. Kiguchi und E. Horikawa, “A study on human upper-limb muscles activities during daily upper-limb motions”, *International Journal of Bioelectromagnetism*, Jg. 12, Nr. 2, S. 54–61, 2010.
- [144] Y. M. Aung und A. Al-Jumaily, “Estimation of upper limb joint angle using surface EMG signal”, *International Journal of Advanced Robotic Systems*, Jg. 10, Nr. 10, S. 369, 2013.
- [145] H. Zhou und H. Hu, “Human motion tracking for rehabilitation—A survey”, *Biomedical Signal Processing and Control*, Jg. 3, Nr. 1, S. 1–18, 1. Jan. 2008.
- [146] F. Tarri, M. Fontana, F. Salsedo, S. Marcheschi und M. Bergamasco, “Modular weight-balanced mechanical tracker for portable haptics”, in *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Mai 2009, S. 1473–1478.
- [147] P. Hansen, *Magnetic motion tracker with transmitter placed on tracked object*. Google Patents, Apr. 1998.
- [148] T. Seel, J. Raisch und T. Schauer, “IMU-Based Joint Angle Measurement for Gait Analysis”, *Sensors (Basel, Switzerland)*, Jg. 14, S. 6891–909, Apr. 2014.
- [149] P. Gui, L. Tang und S. C. Mukhopadhyay, “MEMS based IMU for tilting measurement: Comparison of complementary and kalman filter based data fusion”, in *10th IEEE Conference on Industrial Electronics and Applications*, Juni 2015, S. 2004–2009.
- [150] R. E. Kalman, “A New Approach to Linear Filtering and Prediction Problems”, *Journal of Basic Engineering*, Jg. 82, Nr. Series D, S. 35–45, 1960.
- [151] H. Luinge und P. Veltink, “Measuring Orientation of Human Body Segments Using Miniature Gyroscopes and Accelerometers”, *Medical and biological engineering and computing*, Jg. 43, S. 273–82, Apr. 2005.
- [152] M. El-Gohary und J. McNamara, “Shoulder and Elbow Joint Angle Tracking With Inertial Sensors”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Jg. 59, Nr. 9, S. 2635–2641, Sep. 2012.
- [153] S. O. H. Madgwick, A. J. L. Harrison und R. Vaidyanathan, “Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm”, in *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, Juni 2011, S. 1–7.
- [155] R. Marchthaler und S. Dingler, *Kalman-Filter: Einführung in die Zustandsschätzung und ihre Anwendung für eingebettete Systeme*. Springer Berlin Heidelberg, 2017.
- [156] Y. Bar-Shalom, X. R. Li und T. Kirubarajan, *Estimation with Applications to Tracking and Navigation: Theory, Algorithms and Software*. John Wiley und Sons, Inc., Juni 2004.
- [157] C. Bohn und H. Unbehauen, *Identifikation dynamischer Systeme*. Springer Berlin Heidelberg, Jan. 2016.

-
- [158] R. Capua und A. Bottaro, "Implementation of the Unscented Kalman Filter and a Simple Augmentation System for GNSS SDR Receivers", in *25th International Technical Meeting of the Satellite Division of The Institute of Navigation*, Sep. 2012, S. 2398–2407.
- [159] S. J. Julier und J. K. Uhlmann, "Unscented filtering and nonlinear estimation", *Proceedings of the IEEE*, Jg. 92, Nr. 3, S. 401–422, März 2004.
- [160] menios GmbH. (2021). WaveTrack, 3D-Bewegungsanalyse, Adresse: <https://menios.de/> (besucht am 27.01.2021).
- [161] Xsens Technologies B.V. (2021). MVN Awinda und MVN Link, Adresse: <https://www.xsens.com/> (besucht am 27.01.2021).
- [162] STT Systems. (2021). iSen - human motion tracking, Adresse: <https://www.stt-systems.com/> (besucht am 27.01.2021).
- [163] Thales Defense and Security, Inc. (2021). InertiaCube4 - 3DoF tracking, Adresse: <https://www.intersense.com/inertiacube4> (besucht am 27.01.2021).
- [164] J. B. Stiehl, H. Konermann, G. Haaker und A. M. DiGioia, *Navigation and MIS in Orthopedic Surgery*. Jan. 2007.
- [165] Atracsys LLC. (2019). AccuTrack 250, Adresse: <https://www.atracsys-measurement.com/> (besucht am 25.03.2020).
- [167] J. West und C. Jr, "Designing Optically Tracked Instruments for Image-Guided Surgery", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Jg. 23, S. 533–545, Juni 2004.
- [168] M. Bauer, "Tracking Errors in Augmented Reality", Diss., Technische Universität München, 2007.
- [169] K. J. Schnake, "CT-basierte Computernavigation von Pedikelschrauben an der Brustwirbelsäule", Diss., Humboldt-Universität zu Berlin, Medizinische Fakultät - Universitätsklinikum Charité, 2002.
- [170] K. S. Arun, T. S. Huang und S. D. Blostein, "Least-Squares Fitting of Two 3-D Point Sets", *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Jg. PAMI-9, Nr. 5, S. 698–700, Sep. 1987.
- [171] P. J. Besl und N. D. McKay, "A method for registration of 3-D shapes", *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Jg. 14, Nr. 2, S. 239–256, Feb. 1992.
- [172] B. K. P. Horn, "Closed-form solution of absolute orientation using unit quaternions", *Journal of the Optical Society of America A*, Jg. 4, S. 629–642, 1987.
- [173] W. Schroeder, K. Martin, B. Lorensen und I. Kitware, *The Visualization Toolkit: An Object-oriented Approach to 3D Graphics*. Kitware, 2006.
- [174] C. R. Maurer, J. M. Fitzpatrick, M. Y. Wang, R. L. Galloway, R. J. Maciunas und G. S. Allen, "Registration of head volume images using implantable fiducial markers", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Jg. 16, Nr. 4, S. 447–462, 1997.
- [175] J. Fitzpatrick, "Fiducial registration error and target registration error are uncorrelated", *Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering*, Jg. 7261, Feb. 2009.
- [176] T. Peters und K. Cleary, *Image-guided interventions: Technology and applications*. Jan. 2008, S. 1–557.
- [177] *DIN EN ISO 10218-1 Industrieroboter- Sicherheitsanforderungen Teil 1: Roboter (ISO/DIS 1028-1:2009); deutsche Fassung prEN ISO 10218-1:2009*. Beuth, 2009.
- [181] B. Siciliano, L. Sciavicco, L. Villani und G. Oriolo, *Robotics: Modelling, Planning and Control*, Ser. Advanced Textbooks in Control and Signal Processing. Springer London, 2010.

- [182] R. Menges, *Synthese und Simulation dreidimensionaler Hand-Arm-Bewegungen an manuellen Montagearbeitsplätzen*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 1992.
- [183] S. R. Buss und J.-S. Kim, “Selectively Damped Least Squares for Inverse Kinematics”, *Journal of Graphics Tools*, Jg. 10, Nr. 3, S. 37–49, 2005.
- [184] H. Bruyninckx und J. D. Schutter, “Symbolic differentiation of the velocity mapping for a serial kinematic chain”, *Mechanism and Machine Theory*, Jg. 31, Nr. 2, S. 135–148, 1996.
- [185] B. Noble und J. Daniel, *Applied Linear Algebra*, 3. Aufl. Prentice-Hall, Englewood Cliffs, NJ, 1987.
- [186] L. Kelmar und P. Khosla, “Automatic generation of kinematics for a reconfigurable modular manipulator system”, Mai 1988, 663–668 vol.2.
- [187] N. Hogan, “Impedance Control: An Approach to Manipulation”, in *1984 American Control Conference*, 1984, S. 304–313.
- [188] M. H. Raibert und J. J. Craig, “Hybrid Position/Force Control of Manipulators”, *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, Jg. 103, Nr. 2, S. 126–133, Juni 1981.
- [189] N. Hogan, “Impedance Control: An Approach to Manipulation: Part I—Theory”, *Journal of Dynamic Systems Measurement and Control*, Jg. 107, S. 1–7, 1985.
- [190] A. Subasi, “Classification of EMG signals using combined features and soft computing techniques”, *Applied Soft Computing*, Jg. 12, Nr. 8, S. 2188–2198, 2012.
- [191] K. Kiguchi, T. Tanaka und T. Fukuda, “Neuro-fuzzy control of a robotic exoskeleton with EMG signals”, *IEEE Transactions on Fuzzy Systems*, Jg. 12, Nr. 4, S. 481–490, 2004.
- [192] H. J. Fariman, S. A. Ahmad, M. H. Marhaban, M. A. J. Ghasab und P. H. Chappell, “Simple and Computationally Efficient Movement Classification Approach for EMG-controlled Prosthetic Hand: ANFIS vs. Artificial Neural Network”, *Intelligent Automation & Soft Computing*, Jg. 21, Nr. 4, S. 559–573, 2015.
- [193] M. Ariyanto, W. Caesarendra, K. A. Mustaqim, M. Irfan, J. A. Pakpahan, J. D. Setiawan und A. R. Winoto, “Finger movement pattern recognition method using artificial neural network based on electromyography (EMG) sensor”, in *IEEE International Conference on Automation, Cognitive Science, Optics, Micro Electro-Mechanical System, and Information Technology*, 2015, S. 12–17.
- [194] Q. Wu, J. Mao, C. Wei, S. Fu, R. Law, L. Ding, B. Yu, B. Jia und C. Yang, “Hybrid BF-PSO and fuzzy support vector machine for diagnosis of fatigue status using EMG signal features”, *Neurocomputing*, Jg. 173, S. 483–500, 2016.
- [195] P. Gomes, “Surgical robotics: Reviewing the past, analysing the present, imagining the future”, *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, Jg. 27, S. 261–266, Apr. 2011.
- [196] Intuitive Surgical. (2021). Da Vinci Surgical Systems, Adresse: <https://www.intuitive.com/en-us/products-and-services/da-vinci/systems#> (besucht am 21.01.2021).
- [197] S. Ruchholtz und D. Wirtz, *Orthopädie und Unfallchirurgie essentials: Intensivkurs zur Weiterbildung*. Thieme, 2019.
- [198] A. Varma, R. Singh, S. Saraf und V. Singh, “Pullout strength of misplaced pedicle screws in the thoracic and lumbar vertebrae - A cadaveric study”, *Indian Journal of Orthopaedics*, Nr. 47, S. 238–243, 2013.
- [199] P. J. Belmont Jr, W. R. Klemme, A. Dhawan und D. W. Polly Jr, “In Vivo Accuracy of Thoracic Pedicle Screws”, *Spine*, Jg. 26, 1. Nov. 2001.
- [200] R. Pandey, “Drilling of bone: A comprehensive review”, *Journal of clinical orthopaedics and trauma*, Jg. 4, S. 15–30, Feb. 2013.

-
- [201] G. Boiadjev, T. Boiadjev, V. Vitkov, K. Delchev, R. Kastelov und K. Zagurski, "Robotized System for Automation of the Drilling in the Orthopedic Surgery. Control Algorithms and Experimental Results", in *9th IFAC Symposium on Robot Control*, Sep. 2009, S. 499–504.
- [202] Y. Torun, A. Öztürk, N. Hatipoğlu und Z. Öztemür, "Breakthrough detection for orthopedic bone drilling via power spectral density estimation of acoustic emission", in *Electric Electronics, Computer Science, Biomedical Engineerings' Meeting*, Apr. 2018, S. 1–5.
- [203] J. Rosen, B. Hannaford und R. Satava, *Surgical Robotics: Systems, Applications, and Visions*. Jan. 2010.
- [204] T. V. Laine, T. Lund, M. Ylikoski, J. Lohikoski und D. K. Schlenzka, "Accuracy of pedicle screw insertion with and without computer assistance: a randomised controlled clinical study in 100 consecutive patients", *European Spine Journal*, Jg. 9, S. 235–240, 2000.
- [205] I. Gelalis, N. Paschos, E. Pakos, A. Politis, C. Arnaoutoglou, A. Karageorgos, A. Ploumis und T. Xenakis, "Accuracy of pedicle screw placement: A systematic review of prospective in vivo studies comparing free hand, fluoroscopy guidance and navigation techniques", *European spine journal*, Jg. 21, S. 247–55, Sep. 2011.
- [206] M. Shoham, S. Brink-Danan, A. Friedlander und N. Knoller, "Bone-Mounted Miniature Robotic System for Spine Surgery", in *The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, Feb. 2006, S. 917–920.
- [207] D. Devito, L. Kaplan, R. Dietl, M. Pfeiffer, D. Horne, B. Silberstein, M. Hardenbrook, G. Kiriyanthan, Y. Barzilay, A. Bruskin, D. Sackerer, V. Alexandrovsky, C. Stürer, R. Burger, J. Maeurer, G. Donald, G. Donald, R. Schoenmayr, A. Friedlander und M. Shoham, "Clinical Acceptance and Accuracy Assessment of Spinal Implants Guided With SpineAssist Surgical Robot", *Spine*, Jg. 35, S. 2109–15, Nov. 2010.
- [208] P. P. Pott, A. Wagner, A. Köpfle, E. Badreddin, R. Männer, H.-P. Weiser, H.-P. Scharf und M. Schwarz, "A handheld surgical manipulator: ITD - Design and first results", in *CARS - computer assisted radiology and surgery : proceedings of the 18th International Congress and Exhibition*, Chicago, USA: Elsevier, Juni 2004.
- [209] G. Boschetti, G. Rosati und A. Rossi, "A haptic system for robotic assisted spine surgery", in *Proceedings of 2005 IEEE Conference on Control Applications*, 28. Aug. 2005, S. 19–24.
- [210] Y. Hu, H. Jin, L. Zhang, P. Zhang und J. Zhang, "State Recognition of Pedicle Drilling With Force Sensing in a Robotic Spinal Surgical System", *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, Jg. 19, Nr. 1, S. 357–365, Feb. 2014.
- [211] G. B. Chung, S. G. Lee, S. Kim, B.-J. Yi, W.-K. Kim, S. M. Oh, Y. S. Kim, J. I. I. Park und S. H. Oh, "A robot-assisted surgery system for spinal fusion", in *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Aug. 2005, S. 3015–3021.
- [212] H. Ju, J. Zhang, G. An, X. Pei und G. Xing, "A Robot-Assisted System for Minimally Invasive Spine Surgery of Percutaneous Vertebroplasty Based on CT Images", in *IEEE Conference on Robotics, Automation and Mechatronics*, Sep. 2008, S. 290–295.
- [213] T. Ortmaier, H. Weiss, U. Hagn, M. Grebenstein, M. Nickl, A. Albu-Schaffer, C. Ott, S. Jorg, R. Konietschke, Luc Le-Tien und G. Hirzinger, "A hands-on-robot for accurate placement of pedicle screws", in *IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2006. ICRA 2006.*, Mai 2006, S. 4179–4186.
- [214] Jongwon Lee, Keehoon Kim, Wan Kyun Chung, Seungmoon Choi und Young Soo Kim, "Human-guided surgical robot system for spinal fusion surgery: CoRASS", in *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Mai 2008, S. 3881–3887.

-
- [215] V. Kotev, G. Boiadjev, H. Kawasaki, T. Mouri, K. Delchev und T. Boiadjev, "Design of a hand-held robotized module for bone drilling and cutting in orthopedic surgery", in *IEEE/SICE International Symposium on System Integration*, Dez. 2012, S. 504–509.
- [216] T. Boiadjev, G. Boiadjev, K. Delchev, R. Kastelov und K. Zagurski, "Eliminating of far pedicle cortex perforation by automatic spine drilling", in *Applied Mechanics and Materials*, Trans Tech Publ, Bd. 799, 2015, S. 505–508.
- [217] B. Allotta, G. Giacalone und L. Rinaldi, "A hand-held drilling tool for orthopedic surgery", *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, Jg. 2, Nr. 4, S. 218–229, Dez. 1997.
- [218] M. Kamimura, S. Ebara, H. Itoh, Y. Tateiwa, T. Kinoshita und K. Takaoka, "Accurate pedicle screw insertion under the control of a computer-assisted image guiding system: Laboratory test and clinical study", *Journal of orthopaedic science*, Jg. 4, S. 197–206, 1999.
- [219] K. Tuwairqi, J. H. Selter und S. Sikder, "Assessment of surgeon fatigue by surgical simulators", in *Open Access Surgery*, 2015.
- [220] BMBF Forschungscampus. (2015). M2OLIE: Minimal-invasive Tumorbehandlung auf molekularer Ebene, Adresse: <http://www.m2olie.de/deu/projekte/m2int> (besucht am 13.07.2019).
- [221] European Union's Horizon 2020. (2016). MURAB: MRI and Ultrasound Robotic Assisted Biopsy, Adresse: <https://www.murabproject.eu/> (besucht am 13.07.2019).
- [223] W. Kalender, *Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications*. John Wiley und Sons, Inc., 2011.
- [224] V. Bühren und C. Josten, *Chirurgie der verletzten Wirbelsäule: Frakturen, Instabilitäten, Deformitäten*, Ser. SpringerLink : Bücher. Springer Berlin Heidelberg, 2012.
- [225] R. Rampersaud, J. Pik, D. Salonen und S. Farooq, "Clinical Accuracy of Fluoroscopic Computer-Assisted Pedicle Screw Fixation: A CT Analysis", *Spine*, Jg. 30, E183–90, Apr. 2005.
- [226] A. Burns und A. J. Wellings, *Real-time Systems and Programming Languages: Ada 95, Real-time Java, and Real-time POSIX*, Ser. International computer science series. Addison-Wesley, 2001.
- [227] P. P. Pott, "Untersuchung von Kinematiken für handgehaltene Roboter", German, Diss., März 2008.
- [228] J. Lee, B. Gozen und O. Ozdoganlar, "Modeling and experimentation of bone drilling forces", *Journal of biomechanics*, Jg. 45, S. 1076–83, Jan. 2012.
- [229] W. Tian, X. Han, B. Liu, Y. Liu, Y. Hu, X. Han, Y. Xu, M. Fan und H. Jin, "A Robot-Assisted Surgical System Using a Force-Image Control Method for Pedicle Screw Insertion", *PloS one*, Jg. 9, e86346, Jan. 2014.
- [230] F. Makhadmeh, L. T. Jennings, A. Roy und V. V. Silberschmidt, "Cutting forces in ultrasonically assisted drilling of carbon fibre-reinforced plastics", *Journal of Physics: Conference Series*, Jg. 382, S. 12–19, Aug. 2012.
- [231] P. Beckerle, *Human-machine-centered design and actuation of lower limb prosthetic systems*, S. Rinderknecht, Hrsg. 2014.
- [232] K. Kalveram, *Wie das Individuum mit seiner Umwelt interagiert: psychologische, biologische und kybernetische Betrachtungen über die Funktion von Verhalten*. Pabst Science, 1998.
- [236] M. Link, M. Weigold, J. Probst, R. Chadda, C. Hartmann, M. Hessinger, M. Kupnik und E. Abele, "Investigation on Structural Integration of Strain Gauges using Laser-Based Powder-Bed-Fusion (LPBF)", in *Production at the leading edge of technology*, Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2021, S. 387–395.

-
- [261] K. Kiguchi, K. Iwami, M. Yasuda, K. Watanabe und T. Fukuda, "An exoskeletal robot for human shoulder joint motion assist", *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, Jg. 8, Nr. 1, S. 125–135, 2003.
- [262] K. Kiguchi, Y. Imada und M. Liyanage, "EMG-Based Neuro-Fuzzy Control of a 4DOF Upper-Limb Power-Assist Exoskeleton", in *29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2007, S. 3040–3043.
- [263] K. Kiguchi, M. Rahman, M. Sasaki und K. Teramoto, "Development of a 3DOF mobile exoskeleton robot for human upper-limb motion assist", *Robotics and Autonomous Systems*, Jg. 56, S. 678–691, Aug. 2008.
- [264] K. Kiguchi, M. Liyanage und Y. Kose, "Intelligent perception assist with optimum force vector modification for an upper-limb power-assist exoskeleton", in *2nd IEEE RAS EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, 2008, S. 175–180.
- [265] Y. Hayashi, R. Dubey und K. Kiguchi, "Torque optimization for a 7DOF upper-limb power-assist exoskeleton robot", in *IEEE Workshop on Robotic Intelligence In Informationally Structured Space*, 2011, S. 49–54.
- [266] R. A. R. C. Gopura, K. Kiguchi und Y. Li, "SUEFUL-7: A 7DOF upper-limb exoskeleton robot with muscle-model-oriented EMG-based control", in *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2009, S. 1126–1131.
- [267] A. Schiele und F. C. T. van der Helm, "Kinematic Design to Improve Ergonomics in Human Machine Interaction", *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Jg. 14, Nr. 4, S. 456–469, 2006.
- [268] Z. G. Xiao und C. Menon, "Towards the Development of a Portable Wrist Exoskeleton", in *IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, 2011.
- [269] J. C. Perry und J. Rosen, "Design of a 7 Degree-of-Freedom Upper-Limb Powered Exoskeleton", in *The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, 2006, S. 805–810.
- [270] D. Sasaki, T. Noritsugu und M. Takaiwa, "Development of Active Support Splint driven by Pneumatic Soft Actuator (ASSIST)", in *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2005.
- [271] N. G. Tsagarakis und D. G. Caldwell, "Development and Control of a Soft-Actuated Exoskeleton for Use in Physiotherapy and Training", *Autonomous Robots*, Jg. 15, 2003.
- [272] C. Carignan, J. Tang, S. Roderick und M. Naylor, "A Configuration-Space Approach to Controlling a Rehabilitation Arm Exoskeleton", in *10th IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2007, S. 179–187.
- [273] P. Garrec, J. . Martins, F. Gravez, Y. Measson und Y. Perrot, "A New Force-Feedback, Morphologically Inspired Portable Exoskeleton", in *The 15th IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication*, 2006, S. 674–679.
- [274] P. Garrec, J. P. Friconneau, Y. Measson und Y. Perrot, "ABLE, an innovative transparent exoskeleton for the upper-limb", in *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2008, S. 1483–1488.
- [275] N. Jarrasse, J. Robertson, P. Garrec, J. Paik, V. Pasqui, Y. Perrot, A. Roby-Brami, D. Wang und G. Morel, "Design and acceptability assessment of a new reversible orthosis", in *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2008, S. 1933–1939.
- [276] P. Garrec, "Screw and Cable Actuators (SCS) and Their Applications to Force Feedback Teleoperation, Exoskeleton and Anthropomorphic Robotics", in *Robotics 2010 Current and Future Challenges*. Feb. 2010.

-
- [277] N. Jarrasse und G. Morel, "On the kinematic design of exoskeletons and their fixations with a human member", in *Robotics: Sciences and Systems*, 27. Juni 2010.
- [278] N. Jarrasse, V. Crocher und G. Morel, "A Method for measuring the upper limb motion and computing a compatible exoskeleton trajectory", Okt. 2012, S. 3461–346.
- [279] T. Nef und R. Riener, "ARMin - design of a novel arm rehabilitation robot", in *9th International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2005, S. 57–60.
- [280] M. Mihelj, T. Nef und R. Riener, "ARMin - Toward a six DoF upper limb rehabilitation robot", in *The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, 2006, S. 1154–1159.
- [281] T. Nef, M. Mihelj, G. Colombo und R. Riener, "ARMin - Robot for Rehabilitation of the Upper Extremities.", in *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Bd. 2006, Jan. 2006, S. 3152–3157.
- [282] M. Mihelj, T. Nef und R. Riener, "ARMin II - 7 DoF rehabilitation robot: mechanics and kinematics", in *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2007, S. 4120–4125.
- [283] T. Nef, M. Mihelj, G. Kiefer, C. Perndl, R. Muller und R. Riener, "ARMin - Exoskeleton for Arm Therapy in Stroke Patients", in *10th IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2007, S. 68–74.
- [284] M. Folgheraiter, B. Bongardt, J. Albiez und F. Kirchner, "A bio-inspired haptic interface for tele-robotics applications", in *IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, 2009, S. 560–565.
- [285] J. Klein, S. J. Spencer, J. Allington, K. Minakata, E. T. Wolbrecht, R. Smith, J. E. Bobrow und D. J. Reinkensmeyer, "Biomimetic orthosis for the neurorehabilitation of the elbow and shoulder (BONES)", in *2nd IEEE RAS EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, 2008, S. 535–541.
- [286] J. Klein, S. Spencer, J. Allington, J. E. Bobrow und D. J. Reinkensmeyer, "Optimization of a Parallel Shoulder Mechanism to Achieve a High-Force, Low-Mass, Robotic-Arm Exoskeleton", *IEEE Transactions on Robotics*, Jg. 26, Nr. 4, S. 710–715, 2010.
- [287] H. Kobayashi, Y. Ishida und H. Suzuki, "Realization of all motion for the upper limb by a muscle suit", in *13th IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication*, 2004, S. 631–636.
- [288] H. Kobayashi und H. Suzuki, "Development of a new shoulder mechanism for a muscle suit", in *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2005, S. 2128–2133.
- [289] H. Kobayashi und H. Nozaki, "Development of muscle suit for supporting manual worker", in *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2007, S. 1769–1774.
- [290] A. Frisoli, F. Rocchi, S. Marcheschi, A. Dettori, F. Salsedo und M. Bergamasco, "A new force-feedback arm exoskeleton for haptic interaction in virtual environments", in *First Joint Eurohaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems. World Haptics Conference*, 2005, S. 195–201.
- [291] A. Montagner, A. Frisoli, L. Borelli, C. Procopio, M. Bergamasco, M. C. Carboncini und B. Rossi, "A pilot clinical study on robotic assisted rehabilitation in VR with an arm exoskeleton device", in *2007 Virtual Rehabilitation*, 2007, S. 57–64.
- [292] L. I. Lugo-Villeda, A. Frisoli, S. Pabon, M. A. Padilla, E. Sotgiu und M. Bergamasco, "Light-Exoskeleton and Data-Glove integration for enhancing virtual reality applications", in *International Conference on Advanced Robotics*, 2009, S. 1–6.

-
- [293] T. G. Sugar, J. He, E. J. Koeneman, J. B. Koeneman, R. Herman, H. Huang, R. S. Schultz, D. E. Herring, J. Wanberg, S. Balasubramanian, P. Swenson und J. A. Ward, "Design and Control of RUPERT: A Device for Robotic Upper Extremity Repetitive Therapy", *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Jg. 15, Nr. 3, S. 336–346, 2007.
- [294] Y. Ren, S. H. Kang, H.-S. Park, Y.-N. Wu und L. Zhang, "Developing a Multi-Joint Upper Limb Exoskeleton Robot for Diagnosis, Therapy, and Outcome Evaluation in Neurorehabilitation", *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Jg. 21, S. 490–499, Mai 2013.
- [295] H. Park, Yupeng Ren und Li-Qun Zhang, "IntelliArm: An exoskeleton for diagnosis and treatment of patients with neurological impairments", in *2nd IEEE RAS EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, 2008, S. 109–114.
- [296] M. Rahman, M. Saad, K. Jean-Pierre und P. Archambault, "Control of an Exoskeleton Robot Arm with Sliding Mode Exponential Reaching Law", *International Journal of Control, Automation and Systems*, Jg. 11, Feb. 2013.
- [297] F. Martinez, I. Retolaza, A. Pujana-Arrese, A. Cenitagoya, J. Basurko und J. Landaluze, "Design of a five actuated DoF upper limb exoskeleton oriented to workplace help", in *2nd IEEE RAS EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, 2008, S. 169–174.



Eigene Veröffentlichungen

- [15] P. P. Pott, M. Hessinger, R. Werthschützky, H. F. Schlaak, E. Nordheimer, E. Badreddin und A. Wagner, “Active Surgeon Support during Orthopedic Surgery using the BOrEScOPE-Exoskeleton: System Design and First Results”, *International Journal On Advances in Life Sciences*, 2014.
- [93] R. Müller, M. Hessinger, H. F. Schlaak und P. P. Pott, “Modelling and Characterisation of Twisted String Actuation for Usage in Active Knee Orthoses”, in *9th IFAC Symposium on Biological and Medical Systems*, Aug. 2015.
- [111] M. Hessinger, T. Pilic, R. Werthschützky und P. P. Pott, “Miniaturized force/torque sensor for in vivo measurements of tissue characteristics”, in *38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Aug. 2016, S. 2022–2025.
- [112] M. Hessinger, T. Pilic, R. Werthschützky und P. P. Pott, “Multiaxial Force Sensor for Tissue Characteristics Measurements”, in *Dreiländertagung - Swiss, Austrian and German Societies of Biomedical Engineering (BMT 2016)*, Okt. 2016.
- [113] M. Hessinger, J. Hielscher, P. P. Pott und R. Werthschützky, “Miniaturized Piezoresistive Sensor for Multiaxial In-Situ Force Measurements”, in *XXX. Messtechnisches Symposium des Arbeitskreises der Hochschullehrer für Messtechnik*, Sep. 2016.
- [114] C. Hatzfeld, S. Wismath, M. Hessinger, R. Werthschützky, A. Schlaefter und M. Kupnik, “A miniaturized sensor for needle tip force measurements”, in *Biomedical Engineering and Biomedical Technology Conference*, Bd. 62, 2017.
- [115] N. Stefanova, M. Hessinger, T. Opitz und R. Werthschützky, “Characteristic of a force sensing guide wire for minimally invasive cardiac surgery”, in *38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Aug. 2016, S. 5220–5223.
- [116] M. Hessinger, S. Matich, R. Werthschützky, M. Kupnik und C. Hatzfeld, “Roll It Up! a New Design Process for Miniaturized Force/Torque Sensors”, in *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Okt. 2017.
- [117] S. Matich, M. Hessinger, M. Kupnik, R. Werthschützky und C. Hatzfeld, “Miniaturized multiaxial force/torque sensor with a rollable hexapod structure”, *tm - Technisches Messen*, Jg. 84, 2017.
- [119] M. Hessinger, D. Penner, T. Edel, M. Fretter, A. Seger, A. Bozkurt und K. T. Kalveram, “Man-Robot-Cooperation”, in *3rd Workshop on Virtual Social Interaction*, Juli 2017.
- [120] M. Hessinger, J. Hielscher, P. P. Pott und R. Werthschützky, “Handheld surgical drill with integrated thrust force recognition”, in *E-Health and Bioengineering Conference*, Nov. 2013, S. 1–4.
- [132] M. Hessinger, M. Kniepkamp, J. Lotichius, C. Hatzfeld, R. Werthschützky, E. Abele und M. Kupnik, “Strain Transmission Characteristics of Steel Substrates for Additive Sensor Manufacturing with Selective Laser Melting”, in *18th International Conference on Sensors and Measurement Technology*, Nürnberg, Germany, 30. Mai 2017.
- [180] J. Fauser, R. Chadda, Y. Goergen, M. Hessinger, P. Motzki, I. Stenin, J. Kristin, T. Klenzner, J. Schipper, S. Seelecke, R. Werthschützky, M. Kupnik und A. Mukhopadhyay, “Planning for Flexible Surgical Robots via Bézier Spline Translation”, *IEEE Robotics and Automation Letters*, Jg. 4, Nr. 4, S. 3270–3277, 2019.
- [222] P. P. Pott, M. Hessinger, R. Werthschützky, H. F. Schlaak, E. Nordheimer, E. Badreddin und A. Wagner, “BOrEScOPE - Exoskeleton for Active Surgeon Support during Orthopedic Surgery”, in *7th International Conference on Advances in Computer-Human Interactions*, Barcelona, März 2014.

- [233] F. Klug, M. Hessinger, T. Koka, P. Witulla, C. Will, T. Schlichting, C. Endl, A. Albenstetter, P. -.-O. Champagne, D. H. Gagnon und M. Kupnik, "An Anthropomorphic Soft Exosuit for Hand Rehabilitation", in *IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, 2019, S. 1121–1126.
- [234] J. Seiler, N. Schäfer, B. Latsch, R. Chadda, M. Hessinger, P. Beckerle und M. Kupnik, "Wearable Vibrotactile Interface Using Phantom Tactile Sensation for Human-Robot Interaction", in *International Conference on Human Haptic Sensing and Touch Enabled Computer Application, EuroHaptics*, 2020.
- [235] R. Chadda, J. Probst, C. Hartmann, M. Link, M. Hessinger, E. Abele, M. Weigold und M. Kupnik, "Disruptive Force Sensor Based on Laser-based Powder-Bed-Fusion", in *2020 IEEE SENSORS*, 2020, S. 1–4.
- [250] M. Hessinger, A. Buchta, R. Werthschützky und M. Kupnik, "IMU-based motion capture system for real-time body joint angle measurement", in *Annual Meeting of the German Society of Biomedical Engineering and Joint Conference in Medical Physics*, Okt. 2017.
- [251] M. Hessinger, A. Buchta, E. Christmann, R. Werthschützky und M. Kupnik, "User interaction torque monitoring of a 7-DOF upper-limb exoskeleton with IMU-based motion input", in *Annual Meeting of the German Society of Biomedical Engineering and Joint Conference in Medical Physics*, Okt. 2017.
- [252] M. Hessinger, J. Krenzer, E. Christmann, J. Hielscher, M. Kupnik und R. Werthschützky, "Structurally Integrated Joint Torque Sensors in an Assistive Upper Limb Exoskeleton", in *18th International Conference on Sensors and Measurement Technology*, Mai 2017.
- [253] M. Hessinger, N. Faul, P. P. Pott und R. Werthschützky, "Dynamic Model of an Upper Limb Exoskeleton with User Interaction", in *Dreiländertagung - Swiss, Austrian and German Societies of Biomedical Engineering (BMT 2016)*, Okt. 2016.
- [254] M. Hessinger, R. Werthschützky und P. P. Pott, "Haptic Navigation with an Upper Limb Exoskeleton for Robot-Assisted Surgery", in *38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Aug. 2016.
- [255] M. Hessinger, R. Müller, P. P. Pott und R. Werthschützky, "Bionic Exoskeleton for Orthopaedic Surgery - Kinematic Structure", in *49th annual conference of the German Society for Biomedical Engineering*, Sep. 2015.
- [256] M. Hessinger und R. Werthschützky, "Dynamic Characteristics Analysis of a Silicon Pressure Sensor Using Network Methods", in *ASME Smart Materials, Adaptive Structures and Intelligent Systems*, Sep. 2014.
- [257] D. B. Thiem, C. Neupert, J. Bilz, S. Matich, J. Polzin, R. Werthschützky, M. Kupnik, H. F. Schlaak, A. Kirschniak, M. Hessinger und C. Hatzfeld, "User-interface for teleoperation with mixed-signal haptic feedback", in *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, Sep. 2017, S. 892–898.
- [258] J. Hielscher, A. Horn, M. Grün, M. Hessinger, M. Schindler, F. Bauer und R. Werthschützky, "Situation Detection in a Movement-Assistive Device", in *18th International Conference on Sensors and Measurement Technology*, Nürnberg, Mai 2017, S. 594–597.
- [259] J. Hielscher, M. Hessinger, S. Elgner und R. Werthschützky, "Rapid Prototyping of Strain Gauges by Laser-Patterning of Hot Stamping Foil", in *XXX. Messtechnisches Symposium des Arbeitskreises der Hochschullehrer für Messtechnik*, Sep. 2016.
- [260] R. Chadda, S. Wismath, M. Hessinger, N. Schäfer, A. Schlaefer und M. Kupnik, "Needle Tip Force Sensor for Medical Applications", in *2019 IEEE SENSORS*, 2019, S. 1–4.

Betreute Abschlussarbeiten

- [96] J. Krenzer, “Design of a modular kinematical structure for active actuated exoskeletons”, Master’s thesis, Technische Universität Darmstadt, 2015.
- [97] E. Christmann, “Modular electronic platform for situation-dependent control of exoskeletons”, Master’s thesis, Technische Universität Darmstadt, 2017.
- [100] N. Faul, “Dynamic modelling of serial manipulators with user interaction”, Bachelor’s thesis, Technische Universität Darmstadt, 2016.
- [154] A. Buchta, “Joint and operational space position tracking of exoskeletons with IMUs”, Master’s thesis, Technische Universität Darmstadt, 2017.
- [166] S. Thomas, “Real-time navigation procedure for robot-assisted surgery”, Master’s thesis, Technische Universität Darmstadt, 2015.
- [178] M. Pingsmann, “Evaluation of control methods for positioning tasks of exoskeletons”, Master’s thesis, Technische Universität Darmstadt, 2016.
- [179] M. Luff, “Evaluation of control methods for assistive exoskeletons with user interaction in joint space”, Master’s thesis, Technische Universität Darmstadt, 2018.
- [237] V. Marg, “Situation and failure analysis with sensory drive shafts during plant operation”, Master’s thesis, Technische Universität Darmstadt, 2019.
- [238] T. Schrauth, “Assistive handlebar based on integrated torque sensors for situation and intention analysis in e-bikes”, Master’s thesis, Technische Universität Darmstadt, 2019.
- [239] N. Schäfer, “Teleoperation of a 7 DOF robot with variable impedance”, Master’s thesis, Technische Universität Darmstadt, 2018.
- [240] L. Bielenberg, “Automated needle injection in soft tissue with a 7-axis robotic system”, Bachelor’s thesis, Technische Universität Darmstadt, 2018.
- [241] K. Schweikert, “Non-contact gripping with a robotic arm using acoustic levitation”, Bachelor’s thesis, Technische Universität Darmstadt, 2018.
- [242] M. Stürmer, “Analysis of electromechanical measurement parameters of the arm for human-robot collaboration”, Bachelor’s thesis, Technische Universität Darmstadt, 2018.
- [243] W. Yang, “Sensor packaging for miniaturized silicon strain gauges”, Master’s thesis, Technische Universität Darmstadt, 2017.
- [244] S. Rudolph, “Development of a remote data logger for vehicle fleet monitoring and customer data collection in traction mode on public and test facilities”, Master’s thesis, Technische Universität Darmstadt, 2015.
- [245] M. Ecer, “Model-based controller design for dynamic position control of serial elastic string actuators”, Bachelor’s thesis, Technische Universität Darmstadt, 2014.
- [246] A. Buchta, “Development of a mechatronic systems for interference reduction between RGB-D cameras”, Bachelor’s thesis, Technische Universität Darmstadt, 2014.
- [247] M. Fischer, “Simulation and construction of a kinematical structure for active assistance of the human wrist”, Master’s thesis, Technische Universität Darmstadt, 2014.
- [248] A. Müller, “Development of a 3 DOF exoskeleton for active support of the human shoulder joint”, Bachelor’s thesis, Technische Universität Darmstadt, 2013.
- [249] K. Peier, “Development of a navigation system for optical tracking with active markers”, Studienarbeit, Technische Universität Darmstadt, 2013.



A Anhang

Im folgenden Abschnitt sind erweiterte Entwurfsdaten und eine detaillierte Übersicht zu den untersuchten und eingesetzten Komponenten der Exoskelett-Prototypen zu finden. Abschließend ist eine Übersicht zum Stand der Forschung von Oberarm-Exoskeletten dargestellt.

Biomechanische Werte für den Entwurf von Exoskeletten

Vollständige Ergebnisse zu Untersuchungen der kinematischen und dynamischen Maximal- und Durchschnittswerte bei alltäglichen Bewegungen der oberen Extremität nach [90] (siehe Tabelle A.1). Folgende Bewegungen werden dabei näher untersucht: a) Arm auf Kopfhöhe heben, b) Objekt auf Hüfteebene bewegen, c) Wandtelefon abnehmen und auflegen, d) Essen mit Löffel (feiner Fingergriff) und e) Essen mit Löffel (grober Fausgriff). Die Werte für die Gelenkwinkel wurden auf Basis von Versuchen mit

Tabelle A.1: Kinematische und dynamische Maximal- und Durchschnittswerte für Gelenkwinkel (q in deg), Winkelgeschwindigkeit (\dot{q} in deg/s), Winkelbeschleunigung (\ddot{q} in deg/s²) und Drehmoment (τ in Nm) bei unterschiedlichen Armbewegungen nach [90]. Die relevanten Maximalwerte jeder Achse sind rot markiert.

	q_1		q_2		q_3		q_4		q_5		q_6		q_7	
	max	Ø	max	Ø	max	Ø	max	Ø	max	Ø	max	Ø	max	Ø
a)														
q	114	72	58	34	-72	-24	133	95	-120	-97	32	25	-23	-8
\dot{q}	172	9	95	-1	-140	0	146	1,3	68	0	-27	0	61	0
\ddot{q}	1312	-2	715	3	-1020	3	1118	6	471	-3	-171	-1	442	-4
τ	10	3,6	7	0,3	2,8	0,4	3,5	1,7	-0,04	-0,01	0,3	0,2	-0,2	-0,01
b)														
q	55	17	62	42	55	5	94	78	123	75	33	20	-40	-11
\dot{q}	67	0	48	0	70	-1	50	0	486	0	204	0	233	0
\ddot{q}	532	-1	517	0	657	6	399	-4	-4344	-1	-2476	0	-2790	-1
τ	7,4	0,9	9,6	6,8	0,6	0,1	3,8	2,3	0,04	0,003	0,4	0,2	0,1	0,02
c)														
q	53	29	45	20	40	6	163	99	135	98	28	16	-15	-3
\dot{q}	52	0	100	0	112	-1	136	1	-184	2	-80	1	-95	0
\ddot{q}	403	-1	924	0	773	-10	1214	12	1494	7	602	3,5	869	-1
τ	2,9	0,9	9	4,7	1,2	0,1	3	1	0,04	0,005	0,4	0,01	0,1	0
d)														
q	84	65	31	25	3	-32	150	138	-125	-94	22	10	-16	-6
\dot{q}	42	-1	16	0	85	0	35	-1	-77	0	-34	0	-45	-1
\ddot{q}	383	0	134	-2	672	-2	253	6	500	-6	273	-2	365	-2
τ	2,6	1,9	4,5	2,7	0,8	0,1	-1,4	-0,1	-0,02	-0,01	-0,1	-0,03	0,04	0,01
e)														
q	124	105	50	36	2	-22	138	104	115	66	-60	-52	55	9
\dot{q}	47	-1	35	1	70	0	-69	-1	141	0	-42	0	-127	0
\ddot{q}	344	-1	278	1	533	3	485	0	1114	-1	-316	0	-1012	2
τ	3	1,3	4,9	2,6	3,1	1,9	0,5	0,1	-0,02	0	0,04	0	0,2	0,1

Probanden durch ein optisches Trackingsystem mit passiven Markern ermittelt. Aus den zeitlichen Verläufen der Gelenkwinkel wurden die Winkelgeschwindigkeiten und -beschleunigungen berechnet. Für die Bestimmung der Gelenkmomente wurde ein dynamisches Modell der oberen Extremität, bestehend aus Gravitationsmoment und Trägheitsmoment, verwendet. Durch Mess- und Modellfehler können die berechneten Werte, bspw. bei zweimaliger Ableitung des Winkels für die Beschleunigung, deutlich von den realen Werten abweichen.

Komponentenauswahl des Leichtbau-Exoskelett-Prototypen

Im folgenden Abschnitt ist eine Übersicht der untersuchten und auf Basis von Mehrkörpersimulationen der kinematischen Kette des Manipulators ausgewählten Komponenten dargestellt. Für die ersten beiden Achsen des Schultergelenks werden folgende Komponenten verwendet:

BLDC-Motor	Maxon EC-i-40 high torque, mechanische Nennleistung 100 W, Nennmoment 0,23 Nm, Gewicht 350 g
Motor-Encoder	Maxon Encoder 16 EASY, 1024 Inkremente/Umdrehung
Wellgetriebe	Harmonic Drive SHG-14-100-2SO, $i=100$, Drehmoment-Dauerlast 14 Nm, -Dauerspitzenlast 36 Nm, -Kurzzeitspitzenlast 70 Nm, Gewicht 410 g
Sensor-Elektronik	Sensor Signal Conditioner ZSC31050, 15 bit, Genauigkeit $\pm 0,1\%$ FSO bei -25 bis 85°C , $0\ldots 5\text{ V}$ Analog-Out, Input min. 1 mV/V , f_s bis $3,9\text{ kHz}$
Echtzeit-System	MATLAB Simulink Real-Time 2017a, Target-PC (CPU mit SSE2 Anweisungsliste, 2x Netzwerkadapter mit Intel Chipsatz für EtherCAT)
Bus-Adapter	AB&T Ethernet Shield EasyCat für EtherCAT mit SPI (128 Byte)
IMU-Sensor	Bosch BNO055, $f_s = 100\text{ Hz}$, 3-Achs-Beschleunigungs-, Drehraten- und Magnetfeldsensor inkl. Sensordatenfusion, Koordinaten mit Quaternionen
Energiespeicher	Li-Ion Akku 48 V, 30 Ah, 1000 W + Spannungswandler auf 24 V, 12 V und 5 V sowie Notausschalter für Rücken und Hand

Für die sieben Achsen des Leichtbau-Exoskeletts werden auf Grund der benötigten Drehmomente und Drehzahlen BLDC-Motoren mit Wellgetriebe bzw. Planetengetriebe vorgesehen (siehe Tabelle A.2).

Für die dezentrale Ansteuerung der BLDC-Motoren entlang der kinematischen Struktur des Exoskeletts

Tabelle A.2: Auswahl der Motoren auf Basis dynamischer Bewegungssimulationen des Manipulators.

DOF	Hersteller	Modell	Art.-Nr.	Nennspannung	Nennstrom	Nennmoment
1	Maxon	EC-i 40	488607	48 V	2,39 A	222 mNm
2	Maxon	EC-i 40	488607	48 V	2,39 A	222 mNm
3	Faulhaber	2250S024BX4		24 V	0,85 A	26,2 mNm
4	Maxon	EC-i 40	496651	18 V	2,93 A	64,6 mNm
5	Faulhaber	2250S024BX4		24 V	0,85 A	26,2 mNm
6	Maxon	EC 45 flat	251601	24 V	2,33 A	83,4 mNm
7	Maxon	EC 45 flat	251601	24 V	2,33 A	83,4 mNm

wurden kompakte Motorsteuerungen hinsichtlich der möglichen Integration und Bedienbarkeit untersucht (siehe Tabelle A.3).

Der aufgebaute Prototyp des Leichtbau-Exoskeletts wurde experimentell hinsichtlich seiner mechanischen Leistungseigenschaften charakterisiert (siehe Tabelle A.4).

Tabelle A.3: Untersuchte Motorsteuerungen für die dezentrale Integration des Leichtbau-Ansatzes.

Hersteller	Modell	Maße	Nennstrom
Elmo Motion Control	Gold Solo Twitter	48×30×35	10 A
Faulhaber	MC 5004	76×40×27	4 A
Maxon Motor	EPOS4 50/5	54×39×12	5 A
Synapticon	DC1K	70×40×20	20 A
Technosoft	iPOS4808 MY-CAT-STO	64×37×22	8 A

Tabelle A.4: Charakterisierte Spezifikationen des Leichtbau-Exoskeletts.

Gelenk	Schulter		
Achse	1	2	3
Winkelbereich in °	120	180	180
Drehmoment in Nm	30	30	3,5
Winkelgeschwindigkeit in °/s	120/180	180/180	180/180

Komponentenauswahl des 7 DoF-Exoskelett-Prototypen

Im folgenden Abschnitt ist eine Übersicht der verwendeten Komponenten für den 7 DoF Exoskelett-Prototypen dargestellt. Die Motorsteuerung, Sensorelektronik und der Echtzeit-Rechner sind an der Rückenbefestigung montiert. Folgende Komponenten weichen von denen des Leichtbau-Exoskeletts ab:

Motorsteuerung	Copley Controls Accelnet Plus 2-Axis
Encoder	Faulhaber DE IE3-1024L
Sensor-Elektronik	Beckhoff EL3356 + EK1101-0011 EtherCAT-Koppler + 5 V für U_{sens}
Energieversorgung	48 V Labornetzteil, 2,4 kW + 24 V für Sensor-Elektronik

Die Ergebnisse der Charakterisierung des 7 DoF Exoskeletts sind in Tabelle A.5 abgebildet.

Tabelle A.5: Charakterisierte Spezifikationen des 7 DoF Exoskeletts.

Gelenk	Schulter			Ellbogen	Handgelenk		
Achse	1	2	3	4	5	6	7
Winkelbereich in °	0/100	0/90	-90/90	0/105	-75/75	-20/20	-45/45
Drehm. $\tau_{\text{max}}/\tau_{\text{N}}$ in Nm	38/9	38/9	16/2	12,5/3	7/1	6/0,6	6,5/0,7
Geschw. $\dot{q}_{\text{max}}/\dot{q}_{\text{N}}$ in °/s	100/55	90/46	110/65	120/75	95/45	140/85	135/80
Motor (Faulhaber), 48 V	3890	3890	3272	3272	2657	2657	2657
Getriebe, 14:1	38/2 S	38/2 S	32/1 S	32/1 S	26/1 S	26/1 S	26/1 S
Seilrollen in mm	20/240	20/240	20/190	20/150	16/162	12/100	12/110
Untersetzung	168	168	133	105	142	117	128

Tabelle A.6: Übersicht der untersuchten Arm-Exoskelette für die Unterstützung des Menschen aus dem Stand der Technik.

Name	DoF (+passiv)	Antrieb	Gewicht	Sensoren	Sonstiges
SAM [18]	7	DC-Motoren, Planetengetriebe, Seilzug	6 kg	Drehmoment	seriell, körperfest
W-Exos [27, 28, 30]	3	Harmonic drive, Stirnradgetriebe (3:1), Kegelradgetriebe (2:1)	1,9 kg	EMG, Kraft, Drehmoment	seriell, ortsfest, Kraftunterstützung
Kiguchi Exo [261–265]	2/3/4/	DC-Motoren	n.a.	neuro-fuzzy EMG, Kraft	ortsfest, Kraftunterstützung
SUEFUL-7 [266]	7	DC-Motoren	n.a.	EMG, Kraft, Drehmoment	seriell, ortsfest, Kraftunterstützung
RiceWrist [31, 32]	4	BLDC-Motoren, Seilzüge, Direktantrieb	1,96 kg	Geschwindigkeit	hybrid, ortsfest
X-Arm-2 [38, 267]	8 (+6)	DC-Motoren, Planetengetriebe, Zahnriemen (25,2:1), + Seilzug (26,6:1), Bowdenzüge	6,2 kg	Drehmoment	seriell, körperfest
PWE [268]	2	Getriebemotoren, Pololu 298:1, Zahnradgetriebe (10:1), Stirnradgetriebe (3:1), Kettengetriebe (3:1)	360 g		seriell, körperfest
ExoRob [34, 35]	4	DC-Motoren, Harmonic Drive, Zahnkranz für PS	n.a.		seriell, ortsfest
CADEN-7 [8, 90, 269]	2x 7	BLDC-Motoren, Planetengetriebe, Seilrolle	n.a.	EMG, Kraft, Drehmoment	seriell, ortsfest, Kraft
ASSIST[270]	1	Pneumatischer Muskel	390 g		körperfest
Soft-Act. Exo [271]	7	Pneumatischer Muskel, Seilzüge	2 kg		seriell, ortsfest
RiceWrist-S [33]	3 (+1)	DC-Motoren, Direktantrieb, Seilzüge (15:1, 12:1)	n.a.	Geschwindigkeit	seriell, ortsfest
MGA [10, 272]	5	BLDC-Motoren, Gleitkeilgetriebe	12 kg	Kraft, Drehmoment	seriell, ortsfest
ABLE [273–278]	4/7	DC-Motor, Kabelzug	n.a.		Drehmomentregelung ohne Kraftsensoren
ARMin [279–283]	6/7	DC-Motor, Zahnriemen, Seilzug	n.a.	Drehmoment	Rehabilitation,
VI-Bot [39–41, 284]	9	Hydraulisch/Pneumatisch		EEG, Kraft, Drehmoment	
BONES [285, 286]	5	Pneumatik	18,5 kg		parallel, Rehabilitation
HAL- [16, 22, 23]		DC-Motor	8 kg		
Muscle Suit [287–289]	6	pneumatischer Muskelantrieb	4 kg		seriell, ortsfest, Kraftunterstützung
I-EXOS [290–292]	5	DC-Motor, Seilzug	11 kg		
RUPERT IV [293]	5	pneumatischer Muskelantrieb	5 kg	Drehmoment	seriell, körperfest, Rehabilitation
IntelliArm [294, 295]	8(2)	DC-Motor, Seilzug	n.a.	Drehmoment	ortsfest, Rehabilitation
MARSE-7 [296]	7	DC-Motor+Getriebe	n.a.		Unterstützung
IKO [297]	5	DC, pneu.	13,3 kg		

Symbol- und Abkürzungsverzeichnis

Abkürzungen

ADC	analog-digital converter
AR	Arbeitsraum
BLDC	brushless direct current
CAD	computer aided design
CCD	charge coupled device
CF	complementary filter
CFK	carbonfaserverstärkter Kunststoff
CNC	Computerized Numerical Control
CT	Computertomograph
CV	computer vision
DH	Denavit-Hartenberg
DMS	Dehnmessstreifen
DoF	degrees of freedom
E-Modul	Elastizitätsmodul
EBM	electron beam melting
EEG	Elektroenzephalografie
FEM	Finite-Elemente-Methode
FLE	fiducial localization error
FRE	fiducial registration error
GR	Gelenkraum
HAL	hybrid assistive limb
ICP	iterative closest point
IMU	inertial measurement unit
IR	Infrarot

LBR	Leichtbauroboter
LED	light-emitting diode
Li-Ion	Lithium-Ionen
LPBF	laser powder bed fusion
MBJ	metal binder jetting
MEMS	microelectromechanical systems
MRT	Magnetresonanztomograph
NASA	National Aeronautics and Space Administration
PCB	printed circuit board
PDO	process data objects
PLA	polylactic acid
PRS	prismatic-revolute-spherical
PWM	Pulsweitenmodulation
RBF	reference base frame
RMSE	root mean square error
sEMG	surface electromyography
TCP	tool center point
TRE	target registration error
UDP	user datagram protocol
UKF	unscented Kalman-Filter

Symbole

ϕ_e	Eulerwinkel des Endeffektors
A	Transformationsmatrix
B	Eingangsmatrix
$B(q)$	Massenträgheit
C	Ausgangsmatrix
$C(q, \dot{q})$	Corioliskraft
f_e	Endeffektor-Kraft

F_s	Colombsche Reibungskraft
$g(q)$	Gravitation
J	Jacobi-Matrix
K_k	Kalman-Verstärkungsmatrix
m_x	Systemrauschen
P, Q, R	Kovarianzmatrizen
P_e	Endeffektorpose mit homogener Transformationsmatrix
p_e	Positionsvektor des Endeffektors
R	Rotationsmatrix
u_k	Eingangsvektor
v_e	Geschwindigkeitsvektor des Endeffektors
x_e	Endeffektorpose mit Eulerwinkeln
x_k	Zustandsvektor
y	Ausgangsvektor
\dot{q}_i	Gelenkwinkelgeschwindigkeit
ϵ	Messfehler
κ	Konditionszahl
λ	Eigenwert
μ	relative Abweichung
μ_f	Zugehörigkeitsgrad
ω	Drehgeschwindigkeit
σ	Standardabweichung
σ_b	Biegespannung
σ_{reg}	Messunsicherheit der Registrierung
σ_i	Eigenwert
τ	Drehmoment in der Drehachse
τ_q	Schubspannung
ξ	Ausschlag

B_0	Übertragungsfaktor
$d\rho/\rho_0$	spezifische Widerstandsänderung
dR/R_0	Widerstandsänderung
F	Kraft
f	Freiheitsgrad
f_s	Taktfrequenz
g	Gravitationskonstante
I	Einheitsmatrix
I_i	Massenträgheitsmoment
K	Verstärkungsfaktor des Reglers
K	kinetische Energie
k	Gewichtungsfaktor der Zielfunktionen
L	Lagrange-Funktion
M	Drehmoment
m_i	Masse
O_i	Koordinatensystem
P	Leistung
P	Potentielle Energie
q_i	Gelenkwinkelposition
$q_{t,i}$	Quaternion
s	Dehnung
S_i	Schwerpunkt
s_i	Abstand des Schwerpunkts zur Drehachse
T	Dauer einer Trajektorie
U	elektrische Spannung
u	Drehzeiger
$w(q)$	sekundäre Zielfunktion

Glossar

Exoskelett	Äußere Stützstruktur für Organismen
Kollaboration	Gleichzeitige Arbeit an einer Aufgabe mit einem gemeinsamen Arbeitsraum
Kognitive Interaktion	Ableitung von Bewegungswünschen des Menschen bspw. aus elektrischer Muskelaktivität
Physische Interaktion	Ableitung von Bewegungswünschen auf Basis von aufgebrauchten Kräften des Körpers
Intentionserkennung	Erkennen und Verstehen von Handlungsabsichten des Menschen
Quaternion	Zahlenbereich, welcher den der reellen Zahlen erweitert
Gelenkraum	Zahlenraum aller Gelenkwinkel des Manipulators
Arbeitsraum	Zahlenraum aller Endeffektorposen des Manipulators
Nullraum	Unterraum des Gelenkraums, bei dem aus Gelenkbewegungen keine Endeffektorgeschwindigkeiten erzeugt werden
Endeffektor	Letztes Glied der kineamtischen Kette zur Interaktion mit der Umgebung
Pose	Position und Orientierung, z.B. des Endeffektors
Vorwärtskinematik	Berechnung der Endeffektorpose aus den Gelenkwinkeln
Inverse Kinematik	Berechnung der Gelenkwinkel aus der Endeffektorpose
Jacobi-Matrix	Funktionalmatrix einer differenzierbaren Funktion mit den ersten partiellen Ableitungen
Jacobi-Matrix (Robotik)	Abbildung der Gelenkwinkelgeschwindigkeiten auf Änderungen der Translation und Orientierung des TCP
Pseudoinverse	Invertierung einer unsymmetrischen Jacobi-Matrix durch Singulärwertzerlegung (auch Moore-Penrose-Inverse)
Singularität	Gelenkstellung mit reduzierten Freiheitsgraden des Manipulators
Nutzermoment	Drehmoment, welches in die Drehachse des Exoskelettes durch den Menschen eingekoppelt wird
Impedanzregelung	Vorgabe einer Position/Geschwindigkeit, die abhängig der definierten Impedanz in eine Kraft überführt wird
Admittanzregelung	Vorgabe einer Kraft, die modellabhängig eine korrespondierenden Bewegung überführt wird
Anthropomorph	Projektion menschlicher Bewegungsprofile auf eine technische Instanz
Flexion	Beugung eines Gelenks
Extension	Gegnläufige Bewegung der Flexion
Abduktion	Abspreizen des Arms weg von der Körpermitte
Adduktion	Gegenteil von Abduktion

Innen-/Außenrotation	Drehen des Armes durch das Schultergelenk
Supination	Auswärtsdrehung der Hand durch Rotation des Unterarmes
Pronation	Gegenposition zur Supination
Agonist	Muskel, der eine Bewegung bewirkt
Antagonist	Muskel, der dem Agonisten entgegenwirkt
Freiraumbewegung	Bewegung von einer Start- zu einer Zielpose, ohne Interaktion mit der Umgebung
Jitter	Genauigkeitsschwankung im Übertragungstakt
Stribeck-Kurve	Verlauf der Reibkraft in Abhängigkeit der Geschwindigkeit
Torque Mode	Stromregelung des Motors proportional zum Drehmoment
Velocity Mode	Geschwindigkeitsregelung des Motors
k-Faktor	Proportionalitätsfaktor zwischen der gemessenen Dehnung und der relativen Widerstandsänderung
Hookesches Gesetz	Linear-elastisches Verhalten zwischen elastischer Verformung und Belastung
TK_C	Temperatureinfluss auf das Nullsignal des unbelasteten Sensors
TK_0	Temperatureinfluss auf den Kennwert bezogen auf die Ausgangssignalspanne.
g-Vektor Kalibrierung	Koordinatensystemausrichtung zum Erdschwerefeld.
ω -Kalibrierung	Koordinatensystemausrichtung zu einer Winkelgeschwindigkeit ω
zyx Rotationsreihenfolge	Konvention der Euler-Winkel
Gimbal Lock	Zwei Kardan-Drehachsen liegen parallel zueinander, dadurch geht ein Freiheitsgrad verloren
Maschinelles Sehen	Verarbeitung und Analyse von Kamerabildern
Marker	Element mit IR-LEDs, dessen Pose von einer Trackingkamera erkannt wird
Taster	Ausführung eines Markers für die diskrete Abtastung von Objekten
Referenz	Ausführung eines Markers für die Bestimmung der Zielpose auf einem Objekt
Paired-point	Registrierungsverfahren auf Basis von individuell definierten Landmarken
Surface	Registrierungsverfahren mit Oberflächenabtastung
Line Matching	Optimiertes Registrierungsverfahren durch Gewichtung von Linienstrukturen
Fuzzy-Logik	Unterteilung unscharfer Mengen durch Zugehörigkeitsfunktionen
Singleton	Strichfunktion, entspricht einem linguistischen Fuzzy-Element
Kokontraktion	Gleichzeitige Verkürzung von Agonist und Antagonist

Wissenschaftlicher Werdegang

Markus Hessinger

geboren am 9. Februar in Mainz

Berufliche Tätigkeiten

seit 01/2019	Mitgründer und geschäftsführender Gesellschafter, core sensing GmbH, Darmstadt
09/2012-04/2020	Wissenschaftlicher Mitarbeiter, Technische Universität Darmstadt, Fachgebiet Mess- und Sensortechnik

Studium

10/2006 - 09/2012	Technische Universität Darmstadt, Elektrotechnik und Informationstechnik, Vertiefung: Automatisierungstechnik, Abschluss: Diplom-Ingenieur
05/2011 - 12/2011	Forschungsaufenthalt - Hand-Exoskelett für die Rehabilitation Simon Fraser University, Vancouver, Kanada

Ausgewählte Veröffentlichungen

- M. Hessinger, M. Pingsmann, J. C. Perry, R. Werthschützky und M. Kupnik, “Hybrid position/- force control of an upper-limb exoskeleton for assisted drilling”, in *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, S. 1824–1829, Vancouver, Canada, 2017.
- M. Hessinger, R. Werthschützky und P. P. Pott, “Haptic Navigation with an Upper Limb Exoskeleton for Robot-Assisted Surgery”, in *38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Orlando, USA, 2016.
- M. Hessinger, J. Hielscher, P. P. Pott und R. Werthschützky, “Handheld surgical drill with integrated thrust force recognition”, in *IEEE International Conference on E-Health and Bioengineering (EHB)*, S. 1–4, 2013.
- M. Hessinger, E. Christmann, R. Werthschützky und M. Kupnik, “Messung von Nutzerinteraktion mit einem Exoskelett durch EMG und Gelenk-Drehmomente”, *tm-Technisches Messen*, Journal Nr. 85, S. 487–495, 2018.